



INSTITUTO SUPERIOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

EFEITO DO REFLUXO GASTRO-ESOFÁGICO NA SUPERFÍCIE DE UMA RESINA COMPOSTA

Trabalho submetido por
Maria Carolina Codorniz
para obtenção do grau de mestre em Medicina Dentária

setembro de 2017



INSTITUTO SUPERIOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

EFEITO DO REFLUXO GASTRO-ESOFÁGICO NA SUPERFÍCIE DE UMA RESINA COMPOSTA

Trabalho submetido por
Maria Carolina Codorniz
para obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho Orientado por
Prof. Doutor Paulo Maurício

Trabalho co-orientado por
Mestre Francisco Martins
Mestre José Reis

setembro de 2017

Agradecimentos

Ao meu orientador, Prof. Doutor Paulo Maurício, por toda a ajuda e todo o apoio, e por permitir que este trabalho fosse possível.

Aos meus co-orientadores, Mestre Francisco Martins e Mestre José Reis, por toda a força que me deram, por acreditarem em mim desde o início, por me incentivarem a fazer sempre melhor, por tudo aquilo que me ensinaram e acima de tudo, pela amizade.

Aos meus pais, que tornaram possível realizar este sonho, pela educação exemplar que me deram, por serem pessoas extraordinárias que fizeram de mim aquilo que hoje sou. Obrigado por me possibilitarem voar mais alto, por viverem comigo as minhas alegrias e tristezas, de forma que as alegrias fossem maiores e as tristezas mais pequenas.

Às minhas irmãs, por serem um modelo a seguir e por todo o apoio, e à minha irmã Ana Rita, por me fazer ver sempre a luz ao fundo do túnel e por ter feito o papel de mãe muitas vezes durante estes 5 anos de faculdade.

À minha parceira de box, Mariana Caixinha, pois sem ela os dois anos de clínica não teriam sido o mesmo. Obrigado por ter estado sempre ao meu lado, por toda a ajuda e serenidade que me deu nos momentos mais difíceis, por ser o meu braço direito, o meu porto de abrigo, uma irmã mais velha.

Ao António, Matilde e Teresa, que fizeram destes 5 anos os melhores anos da minha vida, por me incentivarem a querer aprender mais, a querer fazer mais e melhor, por serem o meu motor de busca mais fidedigno que a *pubmed*. Por todas as gargalhadas, por todo o “colo” que me deram, toda a amizade e memórias felizes que me proporcionaram. São o que levo comigo para a vida.

Aos meus colegas de tese, João Brito e Moritz, que foram o meu pilar para concretizar este projeto. Obrigado por toda a companhia e ajuda que me deram ao longo deste trabalho.

À Ana Catarina Branco que me ajudou com todo o protocolo laboratorial realizado no Instituto Superior Técnico, e que foi incansável desde o primeiro dia.

Resumo

Objetivos: Avaliar o efeito da exposição intermitente pelo ácido hidroclorídrico na superfície de uma resina composta entre 24h e 7 dias.

Materiais e Métodos: Uma resina composta (Filtek™ Z250 – A2; 3M ESPE, Seefeld, Alemanha) foi compactada dentro de tubos de microcentrifugação e fotopolimerizada durante 40 segundos em toda a sua superfície. Após polimerizada, retirou-se dos tubos e cortou-se no micrótomo automático (Accutom-50; Struers, Ballerup, Dinamarca), obtendo-se dezasseis discos. O polimento realizou-se numa polidora automática LaboPol-4 (Struers, Cleveland, EUA) com lixas de papel sequenciais Carbimet 2 (Buehler, Lake Bluff, EUA), panos de polimento (ReflexPad; Presi, Eybens, França) e pasta de diamante do sistema (MetaDi® II; Buehler, EUA). Os dezasseis discos foram divididos em 3 áreas, perfazendo um total de quarenta e oito amostras que foram distribuídas quatro grupos, G1-24h e G1-7 dias onde as amostras foram sujeitas a uma solução de saliva artificial, e G2-24h e G2-7 dias, sujeitas a uma solução de ácido hidroclorídrico (0,06M). O coeficiente de atrito foi analisado através de um nanotribómetro (Nano-Tribometer CSM Instruments SA, Peuseux, Suíça), a rugosidade de superfície através de um microscópio de força atómica (EasyScan2 Flex AFM; Nanosurf, Liestal, Suíça) e a microdureza de vickers através de um microdurómetro (HSV-30 Shimadzu Corporation, Kyoto, Japão).

Resultados: O coeficiente de atrito não apresentou alterações entre grupos e ao longo do tempo. A rugosidade aumentou dentro das pistas no grupo G2 e diminuiu no grupo G1 ao longo do tempo. Fora das pistas o grupo G1 apresentou valores menores que o grupo G2. Em relação à microdureza, o maior valor registou-se aos 7 dias no grupo G1 e o menor no grupo G2 aos 7 dias.

Conclusão: O ácido hidroclorídrico provoca alterações na superfície da resina composta ao longo do tempo de exposição.

Palavras-chave: Refluxo gastro-esofágico, resina composta, microdureza de vickers, rugosidade de superfície.

Abstract

Objective: To evaluate the effect of intermittent hydrochloric acid exposure on the surface of a composite resin, between 24h and 7 days.

Materials and Methods: A composite resin (Filtek TM Z250; 3M ESPE, Seefeld, Germany A2) was packed inside microcentrifuge tubes and photopolymerized for 40 seconds over its entire surface. After polymerization, the resin was removed from the tubes and cut in the automatic microtome (Accutom-50; Struers, Ballerup, Denmark) in order to obtain sixteen disks. All discs were polished on a LaboPol-4 automatic polisher (Struers, Cleveland, USA) with Carbimet 2 sequential sandpapers (Buehler, Lake Bluff, USA), polishing cloths (ReflexPad; Presi, Eybens, France) and the respective system diamond paste. (MetaDi® II; Buehler, USA). The sixteen disks were divided into 3 areas, making a total of forty-eight samples that were distributed into four groups, a G1-24h and a G1-7 days group, where the samples were in artificial saliva and a G2-24h and G2-7 days group, where the samples were in hydrochloridric acid solution (0,06M). Friction coefficient were analyzed with a nanotribometer (Nano-Tribometer CSM Instruments SA, Peuseux, Switzerland), surface roughness using an atomic force microscope (EasyScan2 Flex AFM; Nanosurf, Liestal, Switzerland) and Vickers microhardness with a microdurometer (HSV-30 Shimadzu Corporation, Kyoto, Japan).

Results: Friction coefficient didn't change between groups over the exposure time. Surface roughness increased inside the tracks on G2 and decreased on G1 over the exposure time. Outside the tracks, G1 group showed lower values than G2 group. Regarding microhardness, the highest value were register in G1 group at 24h and the lower were in G2 goup at 7 days.

Conclusion: Hydrochloric acid causes alterations on composite resin surface over the exposure time.

Keywords: Gastroesophageal reflux, composite resin, Vickers microhardness, surface roughness.

Índice Geral

Índice de Figuras	7
Índice de Tabelas	9
I. Introdução.....	11
1. Refluxo Gastro-Esofágico	11
1.1 Classificação, sinais e sintomas da DRGE.....	12
1.2 Diagnóstico da DRGE.....	14
1.3 Complicações da DRGE.....	15
2. Erosão Dentária	15
1.1. Etiologia da erosão	17
1.1.1 Fatores extrínsecos	18
1.1.2 Fatores intrínsecos.....	19
3. Resinas Compostas	20
3.1 Evolução histórica	21
3.2 Constituição das Resinas Compostas	23
3.1.1 Matriz Orgânica.....	23
3.1.2 Partículas de Carga (Matriz Inorgânica)	24
3.1.3 Agente de Acoplamento	25
3.1.4 Sistemas de Polimerização	26
3.1.5 Desgaste das resinas	27
4. Tribologia, Microscópio de Força Atômica (AFM) e Testes de Dureza	28
4.1 Tribologia e Nanotribómetro.....	28
4.2 Microscópio de Força Atômica (AFM).....	29
4.3 Microdureza de <i>vickers</i>	30
II. Hipóteses	33
III. Objetivos	35
IV. Materiais e Métodos	37

1. Amostra do Estudo	37
1.1 Obtenção das Amostras	37
1.2 Corte das amostras	37
1.3 Polimento das Amostras.....	38
1.4 Dimensão da Amostra	41
2. Saliva Artificial	41
3. Ácido Hidroclorídrico	42
4. Metodologia da Investigação	42
4.1 Teste Tribológico	43
4.2 Análise da Rugosidade da Superfície.....	45
4.3 Determinação da microdureza.....	46
4.4 Análise Estatística	48
V. Resultados	49
1. Análise Tribológica	49
2. Análise da Rugosidade de Superfície	51
3. Análise da Microdureza de <i>Vickers</i>.....	53
VI. Discussão	57
VII. Conclusão	65
VIII. Bibliografia.....	67

Índice de Figuras

Figura 1 - Esquema dos mecanismos fisiopatológicos da DRGE, adaptado de Bredenoord, Pandolfino, & Smout, (2013).	12
Figura 2 - Esquema da classificação da DRGE. Adaptado de Vakil et al (2006).	14
Figura 3 - Esquema da estrutura de um AFM (Oliveira, Albuquerque, Cruz, Yamaji, & Leite, 2012).	29
Figura 4 - Representação dos diferentes métodos utilizados para medir a dureza dos materiais (Anusavice <i>et al.</i> , 2013).	30
Figura 5 - Resina composta Filtek Z250 utilizada para obtenção das amostras.	37
Figura 6 – A- Micrótomo automático Accuton-50; B - Micrótomo automático Accuton-50	38
Figura 7 - Chave de silicone confeccionada para auxiliar no polimento. A – chave sem amostra; B – Chave com uma amostra colocada	38
Figura 8 - Sequência das lixas de polimento utilizadas (Carbimet 2).	39
Figura 9 - Polidora automática Labpol-4.	39
Figura 10 - Panos de polimento ReflexPad: A - Pano de Polimento de 3 μ ; B - Pano de Polimento de 1 μ	40
Figura 11 - Pasta de polimento de diamante MetaDi® II; Buehler, EUA.	40
Figura 12 - Potes esterilizados Delta Lab com os quatro grupos em estudo.	43
Figura 13 - Nanotribómetro com uma das amostras em estudo.	44
Figura 14 - Amostra assinalada com o início e o fim de cada pista de desgaste.	44
Figura 15 – Aquisição de dados com o Nanosurf Easyscan.	46
Figura 16 – Renderização de uma pista de desgaste, processadas pelo programa WSxM V 4.0.	46

Figura 17 – Microdurómetro HSV - 30 com uma das amostras em estudo.	47
Figura 18 - Indentação efetuada pelo indentador do microdurómetro.	47
Figura 19 - <i>BoxPlot</i> para comparação dos coeficientes de atrito (μ).	50
Figura 20 - <i>Boxplot</i> para comparação da rugosidade de superfície dentro e fora das pistas (μm).	53
Figura 21 - <i>BoxPlot</i> para comparação da microdureza de vickers	55

Índice de Tabelas

Tabela 1- Caracterização dos grupos estudados, com os respectivos tempos de exposição e soluções utilizadas.	41
Tabela 2 - Constituintes da saliva artificial e a quantidade correspondente de cada constituinte.	42
Tabela 3- Parâmetros selecionados para o ensaio no nanotribómetro	45
Tabela 4- Resultados da análise estatística relativa ao coeficiente de atrito (μ) (média \pm desvio-padrão).	50
Tabela 5 - Resultados da análise estatística relativa à rugosidade dentro das pistas (μm) (média \pm desvio-padrão).	52
Tabela 6 - Resultados da análise estatística relativa à rugosidade fora das pistas (μm) (média \pm desvio-padrão).	52
Tabela 7- Resultados da análise estatística relativos à microdureza de <i>vickers</i>	54

I. Introdução

1. Refluxo Gastro-Esofágico

Define-se refluxo gastro-esofágico (RGE) como a passagem de conteúdo do estômago para o esôfago, na ausência de vômito (Zero,1996). Frequentemente, os médicos dentistas deparam-se com lesões de erosão nas superfícies dentárias sem fator etiológico associado ou história clínica relevante. Nestes casos, é importante enquadrar-se o refluxo gastro-esofágico no diagnóstico diferencial (Ranjitkar, Kaidonis, & Smales, 2012). A erosão dentária pode, assim, considerar-se uma manifestação extra-esofágica estabelecida do RGE (Pace, Pallotta, Tonini, Vakil, & Bianchi Porro, 2008).

A doença do refluxo gastro-esofágico (DRGE) define-se como “uma condição que se desenvolve quando o refluxo do conteúdo gástrico causa sintomas incômodos (i.e. pelo menos dois episódios de azia por semana) e/ou complicações.” (Vakil, van Zanten, Kahrilas, Dent, & Jones, 2006).

O RGE é considerado um processo fisiológico, de recorrência intermitente normalmente após as refeições em crianças, jovens e adultos saudáveis. Geralmente os episódios são de curta duração e assintomáticos, e raramente ocorrem durante o sono. Em contraste, na DRGE o quadro clínico muda, os episódios de RGE ocorrem também durante o sono, e os efeitos do RGE levam a sintomas ou a lesões que necessitam de tratamento médico (Vakil et al., 2006).

É certo que todos os indivíduos podem experimentar ao longo da vida algum nível fisiológico de refluxo, mas existe uma barreira extremamente eficiente entre o estômago e o esôfago (Herbella & Patti, 2010). Existem três principais mecanismos fisiopatológicos da DRGE: relaxamento transitório do esfíncter inferior do esôfago, hipotensão do esfíncter inferior do esôfago e disrupção anatômica da junção gastro-esofágica, normalmente associada a hérnia do hiato (Figura 1). Além destes, o refluxo pode também estar associado à obesidade, gravidez e uso exógeno de estrogénios (Boeckxstaens, El-Serag, Smout, & Kahrilas, 2014).

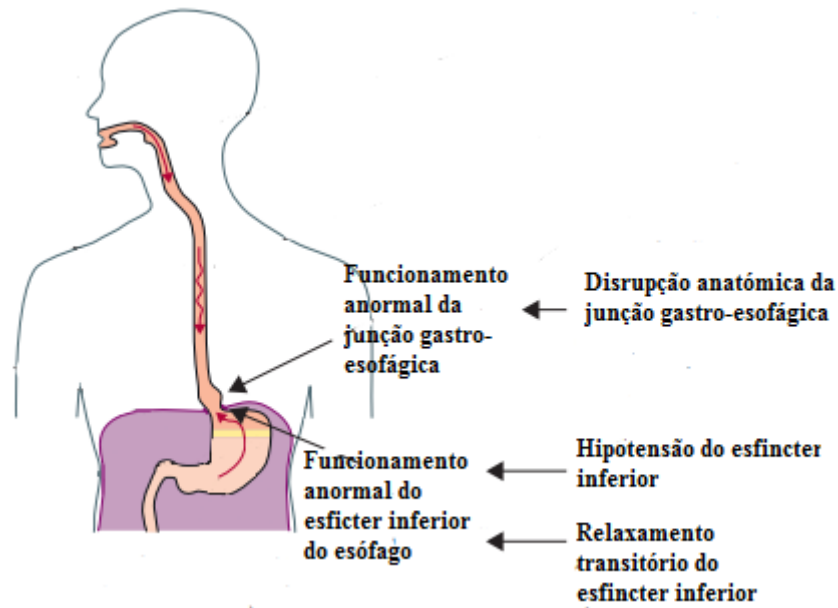


Figura 1 - Esquema dos mecanismos fisiopatológicos da DRGE, adaptado de Bredenoord, Pandolfino, & Smout, (2013).

A DRGE é uma condição comum e a sua prevalência varia em diferentes partes do mundo. É alta em países ocidentais, sendo maior na Europa e nos Estados Unidos do que em países Asiáticos. Já que a obesidade uma condição que pode favorecer o aparecimento do refluxo gastro-esofágico, a prevalência do mesmo aumenta paralelamente ao notável crescimento da obesidade ao longo dos últimos anos (Vakil *et al.*, 2006; Savarino, *et al.*, 2017).

1.1 Classificação, sinais e sintomas da DRGE

Em 2006, a Reunião de Consenso Global de Montreal apresentou um conjunto de definições baseadas na evidência, designadas como a Classificação de Montreal, que constituem a atual base de avaliação e aconselhamento clínico da DRGE. Segundo a mesma, quando os sintomas do refluxo afetam o bem-estar de um indivíduo devem considerar-se problemáticos, e quando não afetam, não se deve estabelecer um diagnóstico de DRGE. Ainda a partir desta classificação, estudos populacionais indicam que são com frequência considerados problemáticos sintomas ligeiros que ocorrem dois ou mais dias por semana, ou sintomas moderados/severos que ocorrem um ou mais dias por semana (Vakil *et al.*, 2006).

Uma das classificações da DRGE baseia-se nas suas manifestações/complicações em síndromes esofágicas e extra-esofágicas, e a partir dos achados da endoscopia digestiva alta em doença do refluxo gastro-esofágico erosiva, na presença de lesões esofágicas, ou em doença do refluxo gastro-esofágico não-erosiva na ausência de lesões (Badillo, 2014).

Nem todos os pacientes diagnosticados com DRGE são sujeitos à endoscopia, uma vez que o mesmo diagnóstico pode estabelecer-se apenas com base na sintomatologia patognomónica. Além disso, alguns pacientes apresentam sintomas típicos de DRGE sem evidência de lesões esofágicas, enquanto outros apresentam lesões na mucosa. Desta forma, a classificação de Montreal propôs a subdivisão das síndromes esofágicas em síndromes sintomáticas e síndromes com lesão esofágica. Assim, após estudo complementar com endoscopia digestiva alta, aqueles que apresentam sintomas típicos de DRGE e não apresentam lesões classificam-se em síndromes sintomáticas, e os que as apresentam classificam-se em síndromes com lesão esofágica (Vakil *et al.*, 2006; Katz, Gerson, & Vela, 2013).

Já as síndromes extra-esofágicas subdividem-se em associações estabelecidas e propostas (Vakil *et al.*, 2006).

Segue-se um esquema exemplificativo da classificação da DGRE (Figura 2).

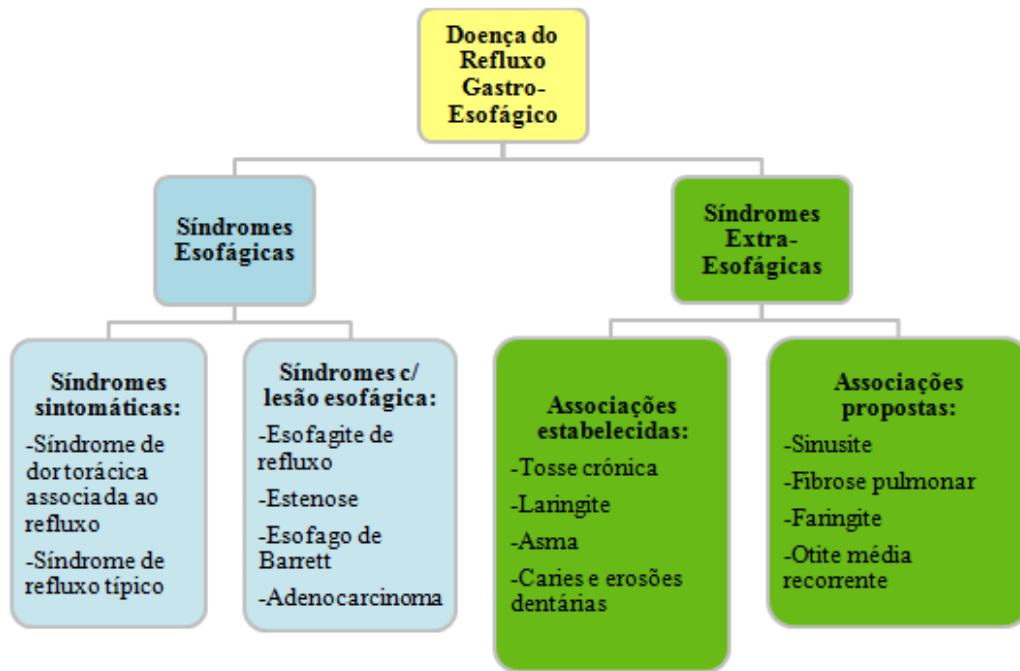


Figura 2 - Esquema da classificação da DRGE. Adaptado de Vakil et al (2006).

Entre a grande variedade de sintomas, os mais comuns são a azia, regurgitação e a disfagia. Mesmo em pacientes que não apresentem os sintomas esofágicos típicos, podem estar presentes complicações da DRGE (Badillo, 2014).

1.2 Diagnóstico da DRGE

O diagnóstico da DRGE baseia-se no conjunto dos sintomas apresentados, exame clínico através da endoscopia digestiva alta, monitorização ambulatoria do refluxo, e resposta à terapêutica anti-secretora (Inibidor da bomba de prótons (IBPs) (Karim *et al.*, 2016). No entanto, segundo a classificação de Montreal, o diagnóstico pode estabelecer-se apenas a partir da existência de sintomas típicos, dispensando outros exames de diagnóstico, ou através de testes que demonstrem a presença de refluxo gástrico (por exemplo, a pHmetria de 24h e a impedanciometria), ou testes que mostrem o efeito lesivo do refluxo (endoscopia digestiva alta) (Vakil *et al.*, 2006).

A regurgitação ácida e a azia são sintomas com alta especificidade para a DRGE, que na ausência de outros sintomas de alarme podem considerar-se suficientes

para que um provável diagnóstico de DRGE seja estabelecido e se dê início a uma terapêutica empírica (Vela, 2014). Ainda assim, em alguns casos são necessários mais exames para se estabelecer o diagnóstico e avaliar as complicações resultantes do mesmo (Badillo, 2014).

Uma vez que não existe nenhum teste que, só por si, seja o *gold-standard* para o diagnóstico da DRGE, este é confirmado a partir dos vários exames complementares de diagnóstico supramencionados (Fisichella, Andolfi, & Orthopoulos, 2017).

1.3 Complicações da DRGE

As complicações da DRGE são diversas e classificam-se em esofágicas ou extra-esofágicas. Podem ser inflamações como resultado direto do refluxo ou ser consequência do processo de reparação, como é exemplo a metaplasia de Barret (Vakil *et al.*, 2006; Kahrilas, 2015).

Das complicações esofágicas fazem parte a esofagite erosiva, o esófago de Barret, a estenose esofágica, hemorragias e o adenocarcinoma esofágico (Bansal & Kahrilas, 2010). A regurgitação e/ou aspiração do refluxo gastro-esofágico poderá levar também a complicações extra-esofágicas como asma, complicações otolaringológicas como a laringite crónica, estenose laríngea e traqueal, tosse crónica, erosões dentárias, sinusite crónica e pneumonia recorrente (Vakil *et al.*, 2006; Farrokhi & Vaezi, 2007).

2. Erosão Dentária

Os dentes são expostos ao longo da vida a um vasto número de agentes físicos e químicos que contribuem para o desgaste do tecido duro dentário (Ganss, 2006).

Embora se considere que grande parte da população é, atualmente, afetada pelo desgaste dentário, apenas uma pequena percentagem apresenta níveis graves de desgaste. Esta perda progressiva de tecido dentário é considerada um processo fisiológico, que aumenta ao longo da vida de um indivíduo. A sua incidência tem

aumentado especialmente nas faixas etárias mais jovens, devido a alterações no estilo de vida que potenciam determinados fatores etiológicos (Sala & García, 2013).

O desgaste dentário é definido por perda de tecido duro dentário através de três processos: abrasão, atrição e erosão, sendo a última a mais comum (Shellis & Addy, 2014). A erosão define-se como a perda irreversível de estrutura dentária através de processos químicos de dissolução ácida, de origem não bacteriana, e não associada a fatores mecânicos ou traumáticos (O'Sullivan & Milosevic, 2008). Quando os ácidos atuam na superfície dentária por tempo suficiente, surgem defeitos clinicamente visíveis (Ganss, 2006). Estes ácidos dissolvem o esmalte quando atuam a um pH igual ou menor que 5,5 (Sala & García, 2013).

A saliva desempenha um papel fundamental no que diz respeito à prevenção da erosão dentária, quer pela sua capacidade tampão, neutralizando os ácidos, quer pela sua capacidade lubrificante durante a mastigação, reduzindo o dano que se produz nas estruturas dentárias (Sala & García, 2013).

Na presença de um processo de desmineralização erosiva contínua, com consequente perda de esmalte, o organismo responde ao estímulo formando dentina reacional e reparadora, obstruindo os túbulos dentinários de forma a compensar a perda de tecido. Quando a progressão do processo de desgaste excede a capacidade reparadora do complexo pulpo-dentinário, e quando o desgaste (erosivo) é excessivo, poderá haver dor, inflamação, necrose pulpar e patologia periapical (Ganss, 2006).

As superfícies oclusais dos primeiros molares mandibulares e palatinas dos incisivos maxilares são as áreas frequentemente mais afetadas (Naz *et al.*, 2016).

Os sinais patognômicos das lesões de erosão são concavidades pouco profundas nas superfícies dentárias lisas, a coronal da junção amelo-cimentária. Inicialmente, as lesões apresentam-se como superfícies lisas e brilhantes, ou por vezes opacas. À medida que o desgaste progride ocorrem alterações na morfologia original. As superfícies convexas tornam-se achatadas ou surgem pequenas concavidades, normalmente a coronal da junção amelo-cimentária, cuja largura excede a profundidade. Em casos muito severos, a morfologia oclusal desaparece por completo (Ganss & Lussi, 2014).

Idealmente, deve identificar-se em primeira instância a etiologia da erosão do paciente, uma vez que o planejamento e a execução da reabilitação dentária só devem ser realizados após o tratamento da etiologia (Daibs, Silva, Da Rocha, Fernandes Jr, & Rodrigues, 2012). Porém, tal nem sempre é possível, pela dificuldade em se obter uma história clínica precisa, e porque o paciente pode ocultar informação relevante. É essencial questionar cada paciente acerca da sua história médica e hábitos farmacológicos, com particular atenção à doença do refluxo gastro-esofágico e vômito frequente (O'Sullivan & Milosevic, 2008).

1.1. Etiologia da erosão

A erosão é uma condição multifactorial causada por fatores intrínsecos e extrínsecos (Naz *et al.*, 2016).

Considerando-se os fatores extrínsecos, definem-se como aqueles em que o ácido tem origem externa ao organismo, e entre eles encontram-se os fatores ambientais, diferenças no estilo de vida, hábitos farmacológicos e dieta (Sala & García, 2013).

Os fatores intrínsecos são aqueles em que os ácidos têm origem endógena (Kanzow, Wegehaupt, Attin, & Wiegand, 2016). A presença de agentes erosivos na cavidade oral pode resultar do refluxo gástrico persistente, de regurgitações (i.e. hérnia do hiato), ou de vômitos crônicos que são frequentes em indivíduos alcoólicos ou com outras doenças do sistema nervoso central (Sala & García, 2013). Também se podem associar a patologias endócrinas e metabólicas, bulimia nervosa, anorexia, ou ainda a efeitos adversos de medicamentos (Scheutzel, 1996).

Estudos recentes indicam que entre as mulheres Europeias, cerca de 1-4% sofre de anorexia nervosa e 1-2% de bulimia (Keski-Rahkonen & Mustelin, 2016). Estima-se, também, que 8,8% a 25,9% da população Europeia sofra de DRGE, e ainda que esta tenha maior prevalência no Norte do que no Sul da Europa (El-Serag, Sweet, Winchester, & Dent, 2014).

Pensa-se que a causa extrínseca mais importante de erosão é o consumo frequente de alimentos ácidos, e a fonte intrínseca de maior peso provem da regurgitação ou do RGE (Staufenbiel, Adam, Deac, Geurtsen, & Günay, 2015).

Os hábitos alimentares, a saliva, a presença de doenças sistêmicas e o stress mecânico induzido pela atrição e abrasão, são fatores que influenciam a presença e a severidade dos defeitos erosivos. A localização das lesões varia consoante a origem intrínseca ou extrínseca do ácido. A erosão de causa intrínseca afeta mais frequentemente as superfícies palatinas e oclusais, enquanto lesões desencadeadas por fatores extrínsecos surgem nas superfícies vestibulares dos dentes anteriores (Kanzow *et al.*, 2016).

1.1.1 Fatores extrínsecos

Os fatores extrínsecos relacionam-se com os hábitos alimentares e estilo de vida, e neste incluem-se os ácidos provenientes da dieta, como frutas, sumos naturais, bebidas gaseificadas, bebidas desportivas e consumo de medicamentos com pH baixo como a ingestão de vitamina C efervescente ou a toma de aspirina (Lussi & Jaeggi, 2008; Naz *et al.*, 2016).

Embora com menor frequência, nadadores profissionais, enólogos e operários em fábricas de baterias são profissões tendencialmente mais suscetíveis à erosão. No caso dos nadadores, deve-se ao pH baixo das piscinas tratadas com cloro, e muitas vezes, à sua má manutenção. Já os enólogos têm maior suscetibilidade à erosão devido à exposição frequente ao pH ácido do vinho que é aproximadamente 3-3,6 (Sala & García, 2013).

Vários estudos correlacionam a erosão de causa ocupacional à exposição a meios ácidos, o que é frequente em fábricas em que os trabalhadores são expostos a ácido sulfúrico e ácido hidrocloreídrico (Wiegand & Attin, 2007).

Como já referido, consumo de alimentos e bebidas ácidas é o fator de maior peso no que diz respeito à erosão dentária de causa extrínseca. Assim, é importante salientar que fatores químicos, do meio ambiente e biológicos têm influência no potencial erosivo dos alimentos. Relativamente aos fatores químicos, deve considerar-se a acidez, o pH e o conteúdo de cálcio, fosfato e flúor. Os fatores do meio ambiente incluem os hábitos do paciente, o consumo excessivo de ácidos e o estilo de vida. Já os

fatores biológicos dependem de elementos relativos à dureza do esmalte do indivíduo, o fluxo salivar, capacidade tampão e composição da saliva (Sala & García, 2013).

Num estudo conduzido por Staufienbiel *et al.*, com o objetivo de avaliar a influência do consumo de frutas e aplicação tópica de flúor na prevalência de cáries e erosão dentária em vegetarianos, concluiu-se que as lesões de erosão são mais prevalentes em pacientes com uma dieta vegetariana do que em pacientes não vegetarianos (Staufienbiel *et al.*, 2015).

Como referido anteriormente, alguns medicamentos têm potencial erosivo, quer diretamente pelo seu baixo pH em contacto com a cavidade oral, quer através dos seus efeitos adversos. A toma regular de aspirina em forma de pastilhas ou pó para solução oral, assim como de pastilhas de ácido hidroclorídrico para tratamento de distúrbios gástricos, são exemplos de medicamentos com potencial erosivo pelo contacto direto com a cavidade oral (Hellwig & Lussi, 2014).

Embora o pH baixo de alguns produtos de higiene oral favoreça a incorporação de iões de flúor na rede de hidroxiapatite, e a precipitação de fluoreto de cálcio na superfície dentária, quando o pH é demasiado baixo, ou não existe flúor, o efeito protetor desta camada é substituído por um enfraquecimento direto da estrutura dentária oral (Hellwig & Lussi, 2014).

1.1.2 Fatores intrínsecos

Como fatores etiológicos intrínsecos da erosão incluem-se os ácidos de origem gástrica que podem entrar em contacto com as superfícies dentárias, como efeito colateral de alguns medicamentos e/ou na presença de certas patologias, por exemplo DRGE, refluxo laringofaríngeo, distúrbios alimentares, doenças inflamatórias intestinais, alcoolismo crónico e durante a gravidez (Hamasha, Zawaideh, & Al-Hadithy, 2014; Moazzez & Bartlett, 2014).

Alguns distúrbios metabólicos e endócrinos associam-se também à erosão dentária, incluindo a cetoacidose diabética, hipo e hiperparatiroidismo, crises de

hipertireoidismo e insuficiência renal, uma vez que se acompanham de náuseas e vômitos frequentes (Scheutzel, 1996).

Focando nos ácidos gástricos, o ácido hidróclorídrico cujo pH varia entre 1 e 1,5, é produzido pelas células parietais do estômago atinge a cavidade oral através do vômito ou regurgitação. Quando a erosão tem como etiologia a presença de conteúdo gástrico na cavidade oral, as lesões surgem tendencialmente nas superfícies palatinas (Scheutzel, 1996; Huber, 2008; Moazzez & Bartlett, 2014).

São vários os estudos que relacionaram a presença de lesões de erosão nas faces palatinas com esta etiologia. As faces palatinas dos dentes superiores não são as únicas envolvidas, mas são as mais suscetíveis à erosão de causa intrínseca, isto porque quando há regurgitação ou vômito, o conteúdo gástrico é projetado pela língua para as superfícies palatinas dos incisivos maxilares. Além disto, por não existirem glândulas salivares perto destas superfícies o efeito protetor da saliva está reduzido. As superfícies linguais não são tão afetadas, devido à localização da glândula submandibular, cuja secreção de saliva se faz diretamente para estas (Bartlett, Evans, & Smith, 1996; Yoshikawa *et al.*, 2012; Moazzez & Bartlett, 2014).

Fármacos tranquilizantes, antieméticos, antiparkinsonianos e anti-histamínicos podem levar à redução do fluxo salivar, e então potencializar a erosão. A redução do fluxo salivar pode também considerar-se uma consequência de uma disfunção das glândulas salivares (Dugmore & Rock, 2004; Hellwig & Lussi, 2014).

Quando a erosão tem por fator etiológico a DRGE, esta pode muitas vezes ser o primeiro sinal da mesma, quando outros sintomas não estão presentes (Ali, Brown, Rodriguez, Moody, & Nasr, 2002).

3. Resinas Compostas

Existem quatro grandes grupos de materiais restauradores em medicina dentária: metais, cerâmicas, polímeros e resinas compostas (Anusavice, Shen, & Rawls, 2013). Atualmente e cada vez mais, as resinas compostas dominam os procedimentos restauradores mais comuns. Estas são utilizadas para uma variedade de aplicações no

campo da medicina dentária: selantes de fissuras, restaurações diretas, restaurações indiretas, confecção de núcleos para restaurações indiretas, confecção de coroas provisórias, *onlays*, *inlays* e *overlays*, cimentação de restaurações indiretas e de espigões, e cimentos endodônticos (Ferracane, 2011).

Surgiram por volta dos anos 60, quando Bowen desenvolveu o monómero Bisfenol-A-metacrilato de glicidila (bis-GMA), com o objetivo de melhorar as características físicas das já existentes resinas acrílicas, visto que os seus monómeros só permitiam a formação de polímeros de cadeia linear (Bayne, 2013).

Todas as resinas são formadas por três componentes principais: uma matriz orgânica que é reforçada pela dispersão de partículas de carga variadas, e que são unidas à matriz através de um agente de união. Além destes, também são adicionados outros componentes, como pigmentos, sistemas de polimerização (ativadores e iniciadores) e inibidores de polimerização (Ferracane, 2011; Anusavice *et al.*, 2013).

3.1 Evolução histórica

Como já referido, as resinas compostas surgiram na tentativa de melhorar as características físicas das já existentes resinas acrílicas. Desenvolveram-se em 1962, por Bowen, do *National Bureau of Standards*, atualmente conhecido como *National Institute of Standards and Technology* (Heymann, Swift Jr., & Ritter, 2013)

Inicialmente, as resinas compostas polimerizavam quimicamente, sendo compostas por uma pasta base que era misturada com um catalisador. Mais tarde, surgiram resinas polimerizáveis com luz ultra-violeta (365nm). No entanto, a polimerização conseguida era apenas superficial, pelo que se evoluiu até ao desenvolvimento de resinas polimerizáveis por luz visível (427-491nm), que são as atualmente usadas (Hervás-García, Martínez-Lozano, Cabanes-Vila, Barjau-Escribano, & Fos-Galve, 2006)

Desde que surgiram, a principal evolução centrou-se no desenvolvimento de partículas de carga de tamanho sucessivamente mais pequeno, de forma a produzir resinas mais fáceis de polir e com melhores propriedades que lhes permitissem resistir ao desgaste (Ferracane, 1995). Tem-se procurado produzir alterações a nível da matriz

polimérica para desenvolver resinas com menor contração de polimerização e autoadesivas à estrutura dentária (Ferracane, 2011).

São por norma classificadas de acordo com o tamanho, quantidade e composição da sua carga inorgânica. Assim, diferentes tipos de resinas compostas surgiram ao longo do tempo, evoluindo desde resinas macroparticuladas, microparticuladas, híbridas (tradicionais, microhíbridas e nanohíbridas) a nanoparticuladas (Heymann *et al.*, 2013).

As resinas macroparticuladas foram as primeiras a surgir, por volta da década de 60. Desenvolveram-se estas resinas com o objetivo melhorar as propriedades físicas e mecânicas das resinas acrílicas, como a absorção de água, contração de polimerização e expansão térmica (Anusavice *et al.*, 2013). Apresentavam na sua constituição aproximadamente 75% a 80% em peso de carga inorgânica (Heymann *et al.*, 2013). O tamanho médio das partículas de carga variava entre 1µm a 100µm. No entanto, o seu polimento era difícil, pois apresentavam uma superfície muito rugosa (Ferracane, 2011).

As resinas microparticuladas surgiram em meados da década de 70, com o intuito de melhorar a rugosidade superficial e o polimento das já existentes resinas macroparticuladas (Ferracane, 1995). Ao contrário das resinas macroparticuladas, estas apresentavam partículas esféricas de sílica mais pequenas, com cerca de 0,01 a 0,04 µm de diâmetro. Com este tamanho de partículas, era possível obter uma superfície mais lisa e polida, menos suscetível à acumulação de placa bacteriana e pigmentação, e portanto mais estéticas. Estas resinas contêm certa de 35% a 60% em peso de carga inorgânica (Heymann *et al.*, 2013; Hilton, Thomas, Jack &, Ferracane, 2013).

Devido ao rácio de área de superfície por volume das resinas microparticuladas, estas necessitam de uma grande quantidade de monómero que ocupe esta área de superfície. Tal característica traduz-se numa resina com propriedades mecânicas inferiores devido à presença mais escassa de partículas de carga (Heymann *et al.*, 2013; Hilton *et al.*, 2013). Surgiu, portanto, a necessidade de criar uma resina que juntasse as propriedades físicas e mecânicas das macroparticuladas com o polimento obtido com as microparticuladas (Ferracane, 2011).

Posteriormente, desenvolveram-se as resinas híbridas, com partículas inorgânicas de diferentes composições e tamanhos. Apresentam cerca de 70% a 85% de

carga inorgânica em peso e o tamanho das suas partículas varia entre 0.4-1.0 μm , e contêm sílica coloidal de 0,04 μm (Hervás-García *et al.*, 2006; Heymann *et al.*, 2013). Estas resinas têm sido consideradas universais, uma vez que combinam resistência com boa capacidade de polimento, constituindo uma boa opção para restaurações anteriores e posteriores (Ferracane, 2011).

Versões mais recentes das resinas híbridas contêm partículas na casa dos nanômetros, pelo que são chamadas nanohíbridas, e apresentam propriedades superiores (Ferracane, 2011).

Relativamente às resinas nanoparticuladas, estas apresentam partículas de carga extremamente pequenas, que variam entre os 0,005-0,01 μm . Assim, uma percentagem muito elevada de partículas de carga pode ser incorporada nestas resinas, elevando a estética e melhorando as suas propriedades físicas (Heymann *et al.*, 2013). A incorporação única de partículas na ordem dos nanomícrometros proporciona uma resistência mecânica e ao desgaste similar à das resinas híbridas, e um polimento superior ao das resinas microparticuladas (Lyapina *et al.*, 2016).

3.2 Constituição das Resinas Compostas

Consoante as diferentes aplicações das resinas compostas, sejam elas cimentos, selantes, materiais para restaurações provisórias ou para restaurações diretas, a sua formulação varia. No entanto, como já referido, todas são constituídas pelos mesmos três componentes principais (Ferracane, 2011; Anusavice *et al.*, 2013).

3.1.1 Matriz Orgânica

A matriz resinosa é a fase polimérica contínua em que os restantes constituintes são adicionados (Heymann *et al.*, 2013). É constituída por monómeros polimerizáveis que se convertem em polímeros altamente reticulados quando expostos à luz visível, luz esta que catalisa a formação de radicais que induzem a polimerização (Cramer, Stansbury, & Bowman, 2011).

A maior parte das resinas tem uma matriz orgânica constituída por monómeros de dimetacrilato, tais como o Bisfenol-A-metacrilato de glicidila (bis-GMA), desenvolvido por R.L. Bowen em 1962, o dimetacrilato de uretano (UDMA), ou pela combinação dos dois. Estes monómeros tem uma alta viscosidade, e quanto maior é a viscosidade de uma resina, menos partículas de carga são incorporadas na mesma, pelo que as suas propriedades mecânicas ficam diminuídas. Assim sendo, são adicionados à matriz orgânica diluentes como o etilenoglicol dimetacrilato (EGDMA) e o trietilenoglicol dimetacrilato (TEGDMA) (Peutzfeldt, 1997).

Apesar do seu benefício ao controlarem a viscosidade, a introdução do EGDMA e do TEGDMA induz uma maior contração de polimerização, aumentando o risco de infiltração marginal (Anusavice *et al.*, 2013).

São vários os fatores que influenciam a longevidade e resistência ao desgaste das resinas, tais como tamanho, a forma, a qualidade de adesão que se estabelece entre as partículas de carga e a matriz polimérica e a própria dinâmica de polimerização (Heintze, Zappini, & Rousson, 2005).

3.1.2 Partículas de Carga (Matriz Inorgânica)

As partículas de carga têm como objetivo aumentar as propriedades físicas e mecânicas das resinas. Assim sendo, torna-se essencial a incorporação da maior percentagem possível (Hervás-García, Martínez-Lozano, Cabanes-Vila, Barjau-Escribano, & Fos-Galve, 2006; Ferracane, 2011).

Estas partículas são, geralmente, feitas de vidro radiopaco, como o borosilicato, quartzo, silicato de alumínio, silicato de lítio-alumínio, bário, estrôncio, zinco, entre outros (Ferracane, 1995).

Há alguns anos surgiram as cerâmicas organicamente modificadas (ORMOCERS, do inglês *novel organically modified ceramics*), que foram incorporados na fase inorgânica de algumas resinas. Estas partículas oferecem algumas vantagens, como contração de polimerização reduzida, biocompatibilidade, boas características de manipulação e estética (Anusavice *et al.*, 2013; Hervás-García *et al.*, 2006).

As partículas de carga determinam tanto a durabilidade como o desempenho clínico das resinas, reduzindo a contração de polimerização, a absorção de água, a contração e expansão térmica e controlam a viscosidade (Anusavice *et al.*, 2013).

3.1.3 Agente de Acoplamento

Os materiais dentários são, na sua maioria, multifásicos, e portanto constituídos por uma matriz que envolve uma ou mais interfaces dissimilares. Relativamente aos compósitos, o termo interface refere-se à “camada limite” que existe entre a matriz resinosa e as partículas de carga (Antonucci, Dickens, Fowler, & Xu, 2005).

É essencial que estas partículas de carga estejam unidas à matriz resinosa. Para isso, é utilizado um organosilano que funciona como agente de acoplamento. O organosilano produz, então, ligações químicas entre a matriz e as partículas (Hilton *et al.*, 2013).

O organosilano é um molécula bifuncional que se liga às partículas de carga e copolimeriza os monómeros que se formam na matriz resinosa. Este, também contribui para a melhoria das propriedades físicas e químicas das resinas (Anusavice *et al.*, 2013).

O agente de acoplamento facilita a transferência de stress entre ambas as fases da resina, formando um material unitário (Antonucci *et al.*, 2005)

O 3-metacriloxipropiltrimetoxisilano (MPTMS), o agente de silanização mais usado na prática clínica, é uma molécula bifuncional que proporciona a adesão entre a matriz polimérica e as partículas de carga. Através do seu grupo alcóxissilano, a molécula reage com as partículas dispersas, e com a resina a partir do seu grupo funcional metacrilato (Antonucci *et al.*, 2005).

3.1.4 Sistemas de Polimerização

Define-se polimerização como o processo através do qual os monómeros se ligam em cadeia, crescente e repetitiva, até formarem o polímero. Por norma, os monómeros utilizados em medicina dentária são líquidos, e convertem-se em sólidos através deste processo (Peutzfeldt, 1997).

O metil metacrilato (MMA) polimeriza por uma reação de adição. Durante a reação de polimerização, os monómeros são adicionados de forma sequencial à extremidade de uma cadeia em crescimento (Peutzfeldt, 1997; Anusavice *et al.*, 2013)

Para que se dê a reação de polimerização, é necessário que a resina apresente na sua constituição um iniciador, que é um composto capaz de formar radicais livres, essenciais para que haja reação, e um ativador, que ativa o iniciador para dar início ao processo (Taira, Urabe, Hirose, Wakasa, & Yamaki, 1987).

As resinas podem polimerizar quimicamente (as chamadas resinas autopolimerizáveis) ou podem ser fotopolimerizáveis (Hilton, Thomas J., Ferracane, 2013). Nas resinas autopolimerizáveis o iniciador é o peróxido de benzóila e o ativador uma amina terciária aromática. Já nas resinas fotopolimerizáveis, o ativador é a luz do espectro azul, e contêm um sistema iniciador que consiste numa molécula fotossensível (geralmente a canforoquinona) e uma amina iniciadora. Quando estas resinas são expostas à luz, esta interage com a amina para formar radicais livres (Hickel, Dasch, Janda, Tyas, & Anusavice, 1998).

São várias as aminas que podem interagir com a canforoquinona, dentro das quais o dimetilaminoetil metacrilato (DMAEMA) (Anusavice *et al.*, 2013).

Além destes dois tipos de resinas, também existem resinas dual, ou de dupla polimerização, que utilizam ambos os métodos de polimerização (Heymann *et al.*, 2013).

Muitas vezes, um grande número de monómeros permanece sem polimerizar, o que prejudica as características físicas e mecânicas das resinas (Peutzfeldt, 1997). A polimerização total é determinada pelo grau de conversão dos monómeros em

polímeros, o que é indicado pelo número de grupos de metacrilato que reagiram uns com os outros durante o processo de polimerização (Anusavice *et al.*, 2013).

De forma a prevenir e/ou minimizar a polimerização precoce ou acidental dos monómeros, são adicionados fotoinibidores às resinas. Os fotoinibidores são moléculas capazes de reagir com os radicais livres, e caso se forme um radical livre devido a uma breve exposição à luz, os fotoinibidores conseguem reagir com este antes mesmo de ele reagir com a molécula do monómero, impedindo assim a propagação da cadeia. A propagação da cadeia só se inicia quando todos os fotoinibidores forem consumidos. Um dos inibidores mais utilizados é o hidroxitolueno butilado (Anusavice *et al.*, 2013)

3.1.5 Desgaste das resinas

Devido às suas propriedades estéticas, as resinas compostas ganharam popularidade e são amplamente usadas na atualidade (Cao, Zhao, Gong, & Zhao, 2013). No entanto, sabe-se que são materiais suscetíveis ao desgaste. O desgaste nas resinas compostas depende particularmente do tipo, da concentração e do tamanho das partículas de carga (Turssi, de Moraes Purquerio, & Serra, 2003).

A resistência ao desgaste em meio oral é um dos fatores que determina a longevidade das restaurações (dos Santos *et al.*, 2011). A cavidade oral está sujeita a alterações abruptas no pH, temperatura e humidade, podem acelerar o processo de biodegradação de uma resina composta ao longo do tempo (Söderholm, Zigan, Ragan, Fischlschweiger, & Bergman, 1984; Valinoti *et al.*, 2008).

Define-se desgaste como “consequência da interação entre superfícies que se manifesta pela remoção gradual do material” (Mair, Stolarski, Vowles, & Lloyd, 1996).

O desgaste das resinas pode advir da ação de substâncias químicas, como a saliva, álcool, e ácidos de origem bacteriana que estão presentes no meio oral, e que afetam a estrutura e as propriedades da superfície do material (Münchow *et al.*, 2014).

Sabe-se que, quando expostas em meios ácidos, o desgaste ocorre através da degradação da matriz polimérica e do agente de união. Esta degradação pode ter várias

consequências, como a perda de partículas de carga e de monómeros residuais (Briso, Caruzo, Guedes, Catelan, & Santos, 2011; Kukiattrakoon et al., 2014; Valinoti et al., 2008). A degradação das resinas compostas podem levar a fenómenos como a desintegração marginal, que aumenta o risco de cárie secundária e aumento da rugosidade de superfície, que se traduz numa maior suscetibilidade para acumulação de placa bacteriana (Söderholm *et al.*, 1984, Bolanho, Anuete Netto, Youssef, Do Carmo, & Mandelli, 2003; Valinoti et al., 2008; Yuan et al., 2016).

4. Tribologia, Microscópio de Força Atômica (AFM) e Testes de Dureza

4.1 Tribologia e Nanotribómetro

Por definição, a tribologia é “a ciência e tecnologia das superfícies que interagem em movimento relativo e dos assuntos e práticas relacionados” (Jost, 1990).

A tribometria é uma área da tribologia que compreende materiais e métodos de medição, por exemplo de forças de fricção entre áreas de contacto, medição de desgastes, rugosidade de superfícies, entre outros. Os testes tribológicos são amplamente utilizados no desenvolvimento de biomateriais, uma vez que se revelaram bastante úteis para quantificar o desgaste dos mesmos, o que está diretamente relacionado com a sua durabilidade (Zivić, Babić, Grujović, & Mitrović, 2010).

A tribologia tem, assim, vindo a ser cada vez mais utilizada no campo da medicina dentária, com o intuito de desenvolver e selecionar materiais dentários mais resistentes ao desgaste (Zhou & Zheng, 2008).

O nanotribómetro é um instrumento com capacidade para medir o desgaste entre superfícies em movimento relativo e forças de atrito numa escala reduzida. Pertence ao grupo de instrumentos utilizados para investigações à nano-escala que requer contacto com a amostra a testar (Bhushan, 2011). É constituído por um *cantilever*, no qual se fixa um contracorpo, neste caso uma pequena esfera de zircónia, e que está associado a dois sensores óticos capazes de medir a deformação normal e lateral durante o deslizamento da amostra. Apresenta também uma placa, onde é

colocada a amostra, e que desliza sobre o *cantilever*. A força e amplitude com que a placa desliza são pré definidas (Zivić *et al.*, 2010).

As imagens microscópicas consideram-se um complemento útil para que se consiga uma compreensão detalhada dos estudos tribológicos (Wang & Chung, 2013).

4.2 Microscópio de Força Atômica (AFM)

O AFM é equipamento que pode ser utilizado para determinar a rugosidade de uma superfície. Este permite realizar uma caracterização topográfica e morfológica da superfície de materiais através das imagens tridimensionais de alta resolução das suas superfícies (Wang & Chung, 2013) . Tem na sua constituição três elementos: um fotodetector de feixe de laser refletido; uma sonda com um *cantilever*, que através da sua ponta (*tip*) varre a superfície da amostra e um material piezoelétrico capaz de se mover em três direções (x,y,z), como representado na figura 3 (Pustan & Belcin, 2009).

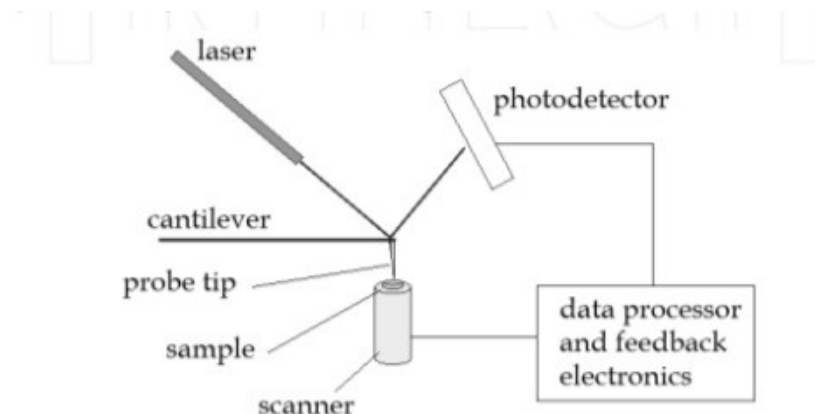


Figura 3 - Esquema da estrutura de um AFM (Oliveira, Albuquerque, Cruz, Yamaji, & Leite, 2012).

À medida que a *tip* varre a superfície, forma-se a imagem. Aquando do teste, são geradas forças de interação entre a *tip* e a superfície da amostra, forças essas que levam à deflexão do *cantilever*. Devido a este movimento, a posição do feixe de laser que incide sobre a amostra altera-se, o que é detetado pelo fotodetector (Bhushan, 2011). Existem três modos de imagem: contacto direto (força repulsiva), contacto intermitente e não contacto (força atrativa) (Wang & Chung, 2013).

4.3 Microdureza de *vickers*

A microdureza define-se como a capacidade que um material apresenta para resistir à deformação causada pela indentação após a aplicação de uma carga específica (Somayaji, Amalan, & Ginjupalli, 2016).

Os testes de microdureza utilizam-se para prever a resistência de um material ao desgaste, e a sua capacidade de desgastar ou ser desgastado pelas estruturas dentárias oponentes. A microdureza de um compósito avalia-se pela sua capacidade para resistir às forças de degradação e aumentar o desempenho da restauração (Anusavice *et al.*, 2013; Chang, Dennison, & Yaman, 2013).

Para testar a dureza de um material, é necessário medir a profundidade ou área de indentação criada por um indentador com forma específica, que atua com força e tempo pré-determinados. Existem quatro métodos para testar a mesma: *brinell*, *rockwell*, *vickers* e *knoop* (Figura 4). Cada um destes testes utiliza diferentes critérios, como a força selecionada e a geometria do indentador (Wang, D'Alpino, Lopes, & Pereira, 2003).

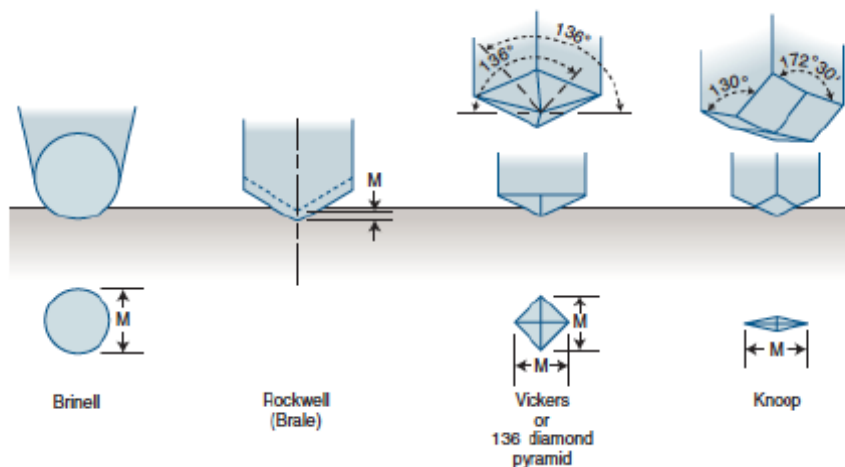


Figura 4 - Representação dos diferentes métodos utilizados para medir a dureza dos materiais (Anusavice *et al.*, 2013).

Relativamente à microdureza, apenas se consideram dois dos testes supramencionados: *vickers* e *knoop*, pois utilizam cargas inferiores a 9,8N, e as

indentações produzidas são pequenas, uma vez que só atingem profundidades até aos 19µm. Ambos os testes conseguem medir a dureza utilizando pequenas regiões em objetos estreitos (Anusavice *et al.*, 2013). Nestes testes, a superfície da amostra em teste é indentada a partir de uma ponta de diamante com uma carga pré-determinada e durante um determinado período de tempo. Ao remover a carga, as diagonais da indentação são medidas com recurso a um microscópio. Assim, o valor da microdureza é obtido através do rácio entre a carga da indentação e a área residual de impressão (Chuenarrom, Benjakul, & Daosodsai, 2009).

No teste de *vickers* utiliza-se uma pirâmide com base quadrangular, que é pressionada com uma carga específica contra a superfície do material em teste. O valor da microdureza é calculado dividindo a carga pela área indentada. Com recurso a um microscópio, são medidos os comprimentos das diagonais de indentação, e calcula-se a média desses valores (Anusavice *et al.*, 2013).

Sendo o coeficiente de atrito um parâmetro que permite avaliar o desgaste de um material, este estudo utilizará o mesmo para avaliar o efeito que o ácido hidrocloreídrico tem na superfície de uma resina composta, uma vez que há uma lacuna deste na utilização deste método nos estudos realizados até ao momento. Também irá ser efetuada uma avaliação relativa à rugosidade de superfície com recurso a um AFM. Este parâmetro já foi avaliado por outros estudos, embora escassos tenham sido os que foram conduzidos com recurso a este aparelho. Por fim, avaliar-se-á a microdureza de *vickers*, já que este parâmetro está amplamente relacionado com a resistência de um material ao desgaste, comprovado por estudos anteriormente realizados.

II. Hipóteses

Hipótese nula

O ácido hidroclorídrico não provoca alterações na superfície da resina composta entre os 7 dias e as 24h.

Hipótese alternativa

O ácido hidroclorídrico provoca alterações na superfície da resina composta entre os 7 dias e as 24h.

III. Objetivos

Objetivo geral:

Avaliar o efeito da exposição intermitente por uma solução de ácido hidrocloreídrico na superfície de uma resina composta entre as 24h e 7 dias.

Objetivos específicos:

1. Avaliar o coeficiente de atrito da superfície de uma resina composta exposta a uma solução de ácido hidrocloreídrico entre as 24h e os 7 dias.
2. Avaliar a rugosidade da superfície de uma resina composta exposta a uma solução de ácido hidrocloreídrico entre as 24h e os 7 dias.
3. Avaliar a microdureza da superfície de uma resina composta exposta a uma solução de ácido hidrocloreídrico entre as 24h e os 7 dias.

IV. Materiais e Métodos

1. Amostra do Estudo

1.1 Obtenção das Amostras

Uma resina composta (Filtek™ Z250 – A2; 3M ESPE, Seefeld, Alemanha) (figura 5), foi colocada em tubos de microcentrifugação com capacidade de 2ml (Deltalab, Barcelona, Espanha), com recurso a espátulas retas, e compactada com brunidores esféricos para evitar a formação de bolhas. De modo a assegurar a correta polimerização da resina, fotopolimerizou-se a mesma durante 40 segundos com um fotopolimerizador Elipar™ DeepCure-S (3M ESPE, Seefeld, Alemanha).



Figura 5 - Resina composta Filtek Z250 utilizada para obtenção das amostras.

1.2 Corte das amostras

A resina foi retirada dos tubos e cortada em discos de 1,5mm de espessura no micrómetro automático (Accutom-50; Struers, Ballerup, Dinamarca) (Figura 6) do laboratório de materiais do Instituto Superior de Ciências da Saúde Egas Moniz. Para realizar os cortes, utilizou-se um disco revestido a diamante (330 CA, Buehler, EUA) a 3300 rpm, com uma velocidade de corte de 0.2 mm/s, com refrigeração. Obtiveram-se um total de dezasseis discos.

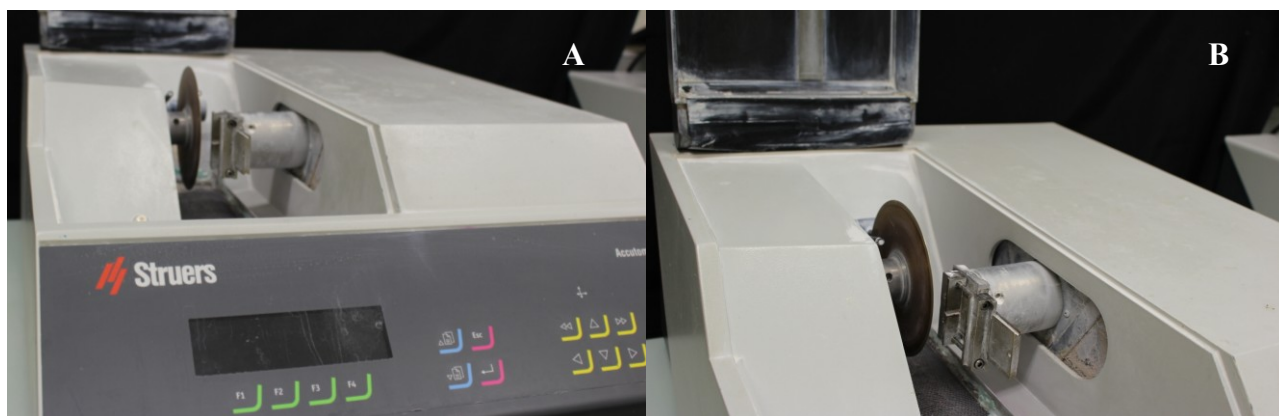


Figura 6 – A- Micrótopo automático Accuton-50; B - Micrótopo automático Accuton-50

1.3 Polimento das Amostras

Para um correto polimento dos discos, foram criadas chaves de silicone (Zhermack Elite HD+ Putty Soft Normal Setting; Zhermack SpA, Badia Polesine, Itália) adaptadas a cada disco (Figura 7).

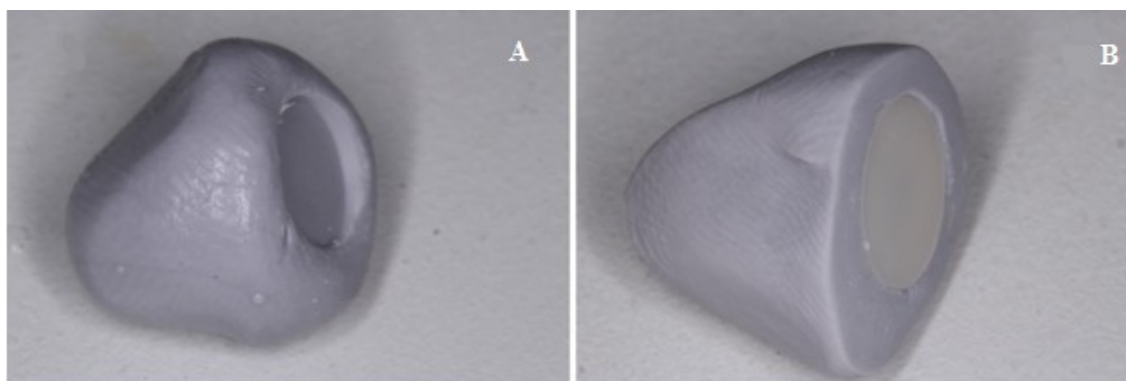


Figura 7 - Chave de silicone confeccionada para auxiliar no polimento. A – chave sem amostra; B – Chave com uma amostra colocada

Os dezasseis discos foram submetidos a vários polimentos segundo a norma ISO/FEPA com lixas de papel sequenciais Carbimet 2 (Buehler, Lake Bluff, EUA) (Figura 8) com 400 grits, seguindo de 600, 1200 e 4000 grits, numa polidora automática

LaboPol-4 (Struers, Cleveland, EUA) (Figura 9). Ambas as faces de cada disco estiveram em contacto com as lixas de polimento durante 60 segundos (Cilli, Pereira, & Prakki, 2012; Hashemikamangar, Pourhashemi, Talebi, Kiomarsi, & Kharazifard, 2015).



Figura 8 - Sequência das lixas de polimento utilizadas (Carbimet 2).



Figura 9 - Polidora automática Labpol-4

Para eliminar qualquer tipo de irregularidades, todas as amostras foram ainda submetidas a um polimento mais fino com panos de polimento com uma granulação de 3μ e 1μ (ReflexPad; Presi, Eybens, França) (Figura 10) e a respetiva pasta de polimento de diamante, também com uma granulação de 3μ e 1μ (MetaDi® II; Buehler, EUA) (Figura 11). Cada disco foi igualmente polido durante 60 segundos nas duas faces da amostra.

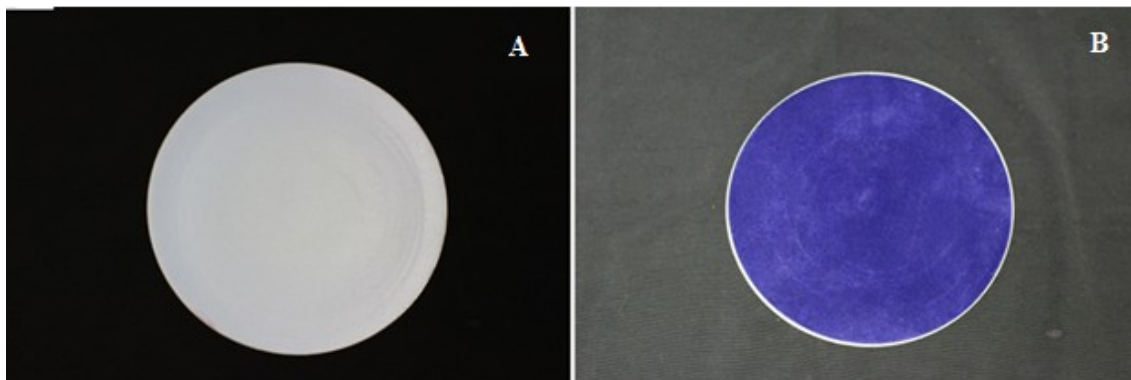


Figura 10 - Panos de polimento ReflexPad: A - Pano de Polimento de 3μ ; B - Pano de Polimento de 1μ .



Figura 11 - Pasta de polimento de diamante MetaDi® II; Buehler, EUA.

De modo a verificar a qualidade da amostra, quatro discos foram aleatoriamente selecionados e avaliados num microscópio de força atômica (AFM) (EasyScan2 Flex AFM; Nanosurf, Liestal, Suíça) em três localizações aleatórias para avaliar a qualidade do polimento, assumindo-se que se o valor de Ra fosse inferior a

350 nm polimento teria sido correto e as amostras aceites para o teste (Kakaboura *et al.*, 2007; Botta, Duarte, Filho & Gheno, 2008).

1.4 Dimensão da Amostra

Após a preparação, cada disco foi dividido em três áreas distintas, perfazendo um total de quarenta e oito amostras. As amostras foram aleatoriamente numeradas e distribuídas por quatro grupos distintos: G1-24 horas saliva artificial; G1-7 dias saliva artificial; G2-24h ácido hidrocloreídrico e G2-7 dias ácido hidrocloreídrico, como representado na tabela 1.

Cada grupo de amostras (n=12), foi armazenado num recipiente estéril (Delta Lab, Barcelona, Espanha).

Tabela 1- Caracterização dos grupos estudados, com os respetivos tempos de exposição e soluções utilizadas.

Grupo	Tempo	n	Solução
G1	24 horas	12	saliva artificial a pH 6,3
	7 dias	12	saliva artificial a pH 6,3
G2	24 horas	12	ácido hidrocloreídrico a pH 1,40 e saliva artificial a pH 6,3
	7 dias	12	ácido hidrocloreídrico a pH 1,40 e saliva artificial a pH 6,3

2. Saliva Artificial

A saliva artificial foi elaborada no laboratório de química do Instituto Superior de Ciências da Saúde Egas Moniz, no dia 20 de Julho de 2017, de forma similar à solução de Fusayama e Mayer, com um pH de 6,3, estando a sua composição descrita na tabela 2 (Knutson & Berzins, 2013; Heravi, Moayed, & Mokhber, 2015)

Tabela 2 - Constituintes da saliva artificial e a quantidade correspondente de cada constituinte.

Compostos	Quantidade
NaCl	0,4g
KCl	0,4g
CaCl₂.2H₂O	0,91g
NaH₂PO₄	0,35g
NaH₂PO₄.H₂O	0,039g
Na₂S.9H₂O	0,005g
Ureia	1g
Água destilada	1000ml

3. Ácido Hidroclorídrico

O Ácido Hidroclorídrico foi elaborado no laboratório de química do Instituto Superior de Ciências da Saúde Egas Moniz, no dia 20 de Julho de 2017, apresentando uma concentração de 0,06M e pH 1,4, sendo composto por 4,97 ml de HCl AnalaR Normapur (VWR Chemicals, Fontenay-sous-Bois, France) a 37% para 1000 ml de água destilada (Jones, Lekkas, Hunt, McIntyre, & Rafir, 2002; Cheung, Zid, Hunt, & McIntyre, 2005).

4. Metodologia da Investigação

Doze amostras do grupo G1 estiveram submersas em 5ml de saliva artificial durante 24h, e as restantes quatro durante 7 dias.

Segundo o protocolo, as amostras do grupo G2, foram submetidas alternadamente, de 8h em 8h, em 5ml de duas soluções: uma de ácido hidrocloreídrico a pH 1,40 e a outra de saliva artificial a pH 6,3. Tal como no grupo G1, doze amostras estiveram em contato com as soluções por 24h, e outras doze durante 7 dias.

No final do tempo decorrido todas as amostras foram lavadas com água desionizada e armazenadas em ambiente seco, dentro de potes esterilizados (Delta Lab, Barcelona, Espanha) (Figura 12).

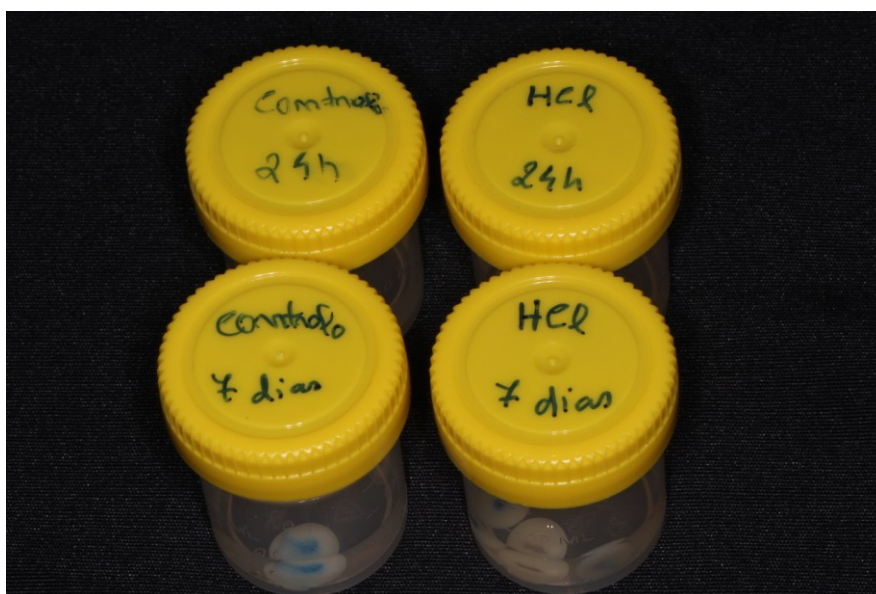


Figura 12 - Potes esterilizados Delta Lab com os quatro grupos em estudo.

4.1 Teste Tribológico

Para a realização de ensaios de desgaste utilizou-se o nanotribómetro (Nano-Tribometer CSM Instruments SA, Peuseux, Suíça) do NanoMatLab do Instituto Superior Técnico (Figura 13). Para se proceder à realização dos testes, as amostras foram fixadas à base com fita-cola. Todas as amostras foram submetidas ao teste.



Figura 13 - Nanotribómetro com uma das amostras em estudo.

Utilizou-se como contra corpo uma esfera de zircônica (Technoball, Montorio, Itália) (Figura 13) com 3 mm de diâmetro. Realizaram-se os ensaios em meio seco, com uma força de 60 mN, a uma velocidade de 0,65 cm/s e em movimento recíproco com amplitude de 1mm. O teste teve a duração de 25 minutos o que equivale a 3200 ciclos a 2,12 Hz, e realizou-se à temperatura ambiente (22°C). Todos estes parâmetros estão esquematizados na tabela 3.

Foram efetuadas três pistas de desgaste em três áreas distintas (Figura 14) perfazendo um total de doze pistas por grupo. O mesmo procedimento foi repetido nos restantes grupos.

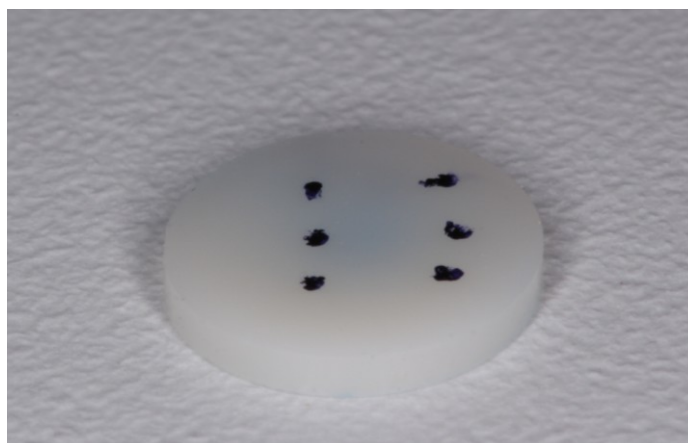


Figura 14 - Amostra assinalada com o início e o fim de cada pista de desgaste.

Tabela 3- Parâmetros selecionados para o ensaio no nanotribômetro

Parâmetros	Valores
Força	60mN
Velocidade	0,65 cm/s
Amplitude	1mm
Número de ciclos	3200

A determinação do coeficiente de atrito foi efetuada através do programa InstrumX versão 4.4 (CSM Instruments SA, Peuseux, Suíça). Os dados obtidos foram armazenados no software InstrumX (versão 4.4) e exportados para Excel (Excel 12.0, Office 2007, Microsoft Corporation, WA, EUA).

4.2 Análise da Rugosidade da Superfície

Para medir a rugosidade da superfície (Ra – rugosidade média aritmética) todas as amostras de cada grupo foram analisadas no microscópio de força atômica (EasyScan2 Flex AFM; Nanosurf AG, Liestal, Suíça), utilizando-se pontas de silício PPP-CONTSC-10 (Nanosensors, Neuchâtel, Suíça), em ambiente seco, à temperatura ambiente, em modo de contacto, aplicando-se uma força de 25mN e uma velocidade de 1Hz (Kakaboura *et al.*, 2007; Botta *et al.*, 2008)

Os dados recolheram-se com o Nanosurf Easyscan 2V 3.1.1.11 (Nanosurf AG, Liestal, Suíça) (Figura 15) e exportados para o Microsoft Exel 2016 (Microsoft Corporation, Redmont, EUA). As imagens topográficas foram processadas com o programa WSxM versão 4.0 (Figura 16).

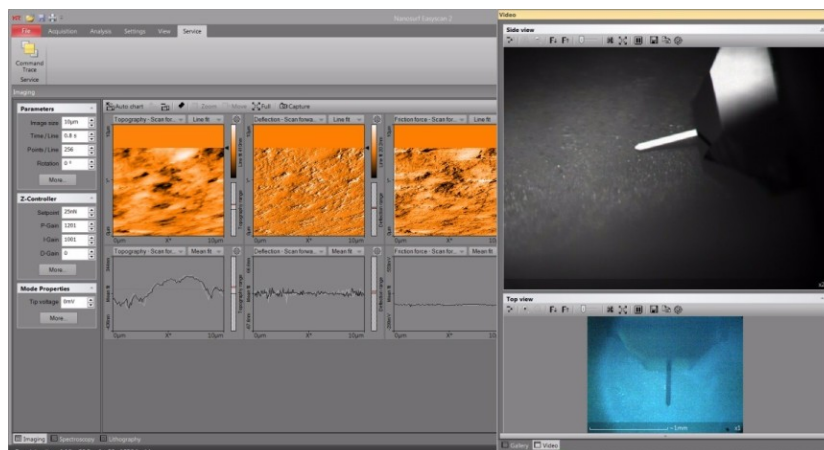


Figura 15 – Aquisição de dados com o Nanosurf Easyscan

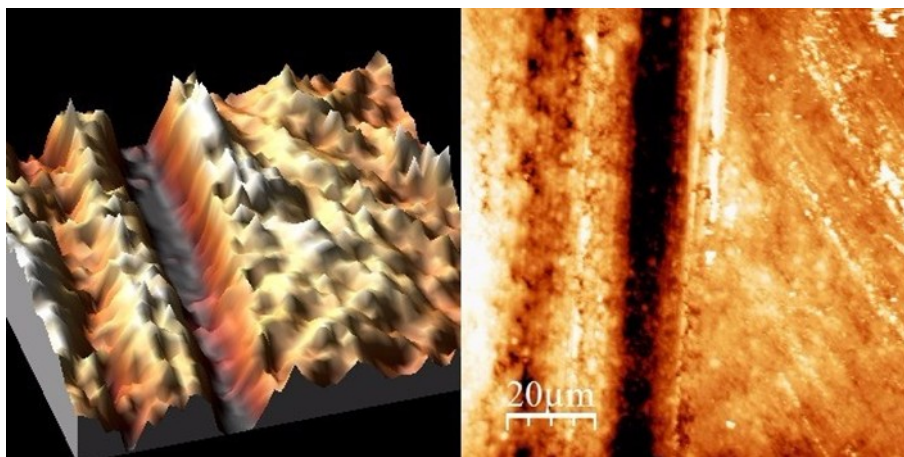


Figura 16 – Renderização de uma pista de desgaste, processadas pelo programa WSxM V 4.0.

4.3 Determinação da microdureza

Para determinar a microdureza das amostras recorreu-se ao microdurómetro (HSV-30 Shimadzu Corporation, Kyoto, Japão) do laboratório de materiais do Instituto Superior de Ciências da Saúde Egas Moniz (Figura 17). Todas as amostras foram testadas, cada uma em quatro localizações diferentes escolhidas de forma aleatória, com uma força de 29,42 N durante 5 segundos (Figura 18) (Erdemir, Yildiz, Eren, & Ozel, 2013).

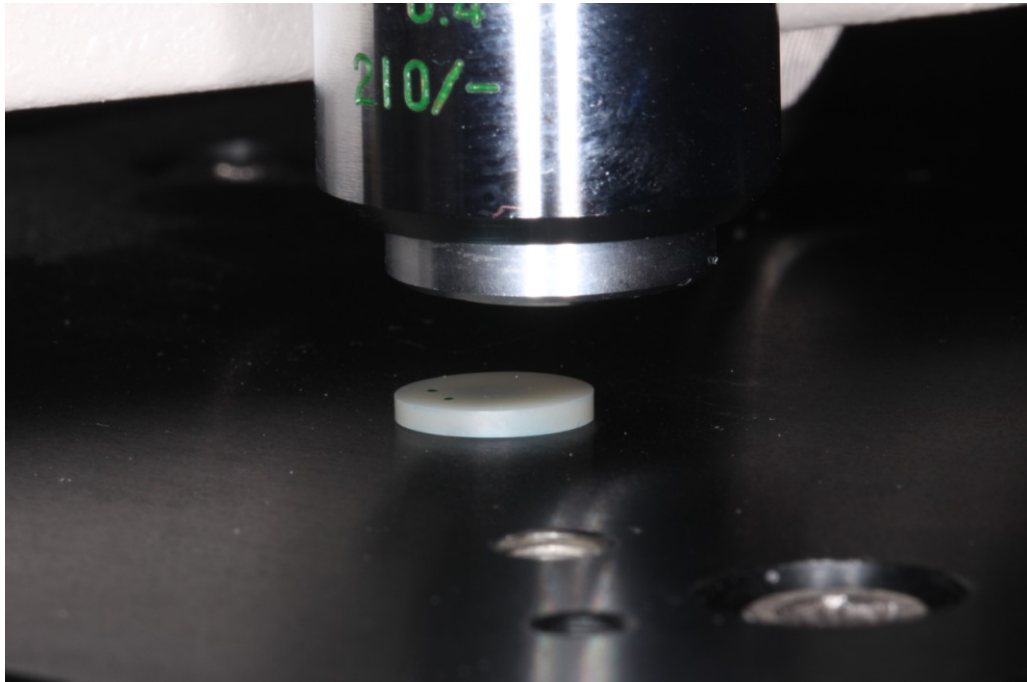


Figura 17 – Microdurómetro HSV - 30 com uma das amostras em estudo.

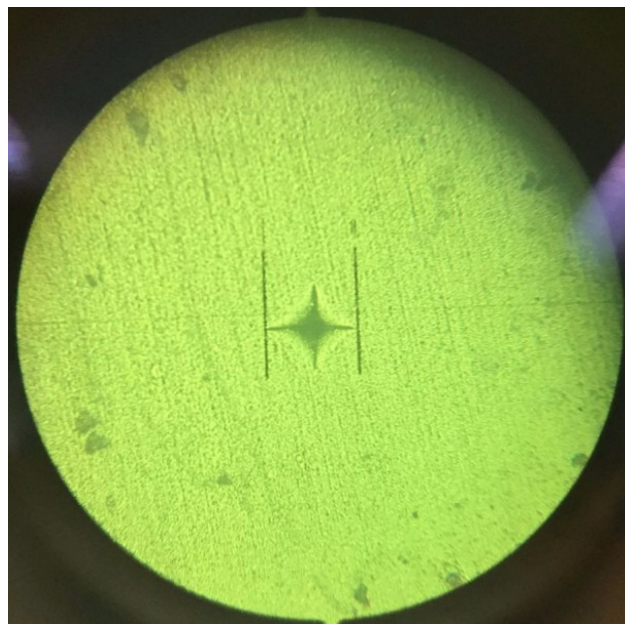


Figura 18 - Indentação efetuada pelo indentador do microdurómetro.

4.4 Análise Estatística

Os dados foram introduzidos no *software* IBM SPSS Statistics - versão 20.0. Foi realizada uma análise estatística através de um teste T para amostras independentes, com um intervalo de confiança a 95%.

V. Resultados

Os dados inseridos no *software* IBM SPSS Statistics - versão 20.0 apresentam uma distribuição normal e não se verificaram a presença de *Outliers*, permitindo desta forma a utilização de testes paramétricos – teste T para amostras independentes. Foi utilizado um teste de Levene para verificar a igualdade de variâncias.

1. Análise Tribológica

Ao analisar os valores obtidos pelo nanotribómetro, verifica-se em primeira instancia que o grupo G1 aos 7 dias apresenta o valor mais baixo no que diz respeito ao coeficiente de atrito, e o valor mais alto verificou-se no grupo G2 às 24h.

Comparando as médias dos coeficientes de atrito de ambos os grupos:

- Em relação ao grupo G1-24h e o grupo G2-24h, não se verificaram diferenças estatisticamente significativas, $p=0,316$.
- Em relação ao grupo G1-7 dias e o grupo G2-7 dias, existem diferenças estatisticamente significativas nos coeficientes de atrito, $p=0,002$, sendo o coeficiente de atrito maior no grupo G2-7 dias.
- Verificou-se uma diferença estatisticamente significativa, $p<0.05$, entre os grupos G1-24h e G1-7dias, sendo o valor do coeficiente de atrito mais elevado às 24h.
- Quanto ao tempo em que as amostras estiveram submetidas ao efeito do ácido, não se verificaram diferenças estatisticamente significativas, $p=0,412$.

As médias e os desvios-padrão de cada grupo estão registados na tabela 4 e ilustrados na figura 19.

Tabela 4- Resultados da análise estatística relativa ao coeficiente de atrito (μ) (média \pm desvio-padrão).

Grupos	Tempo		
	24h	7 dias	
G1	0,16 \pm 0,01	0,12 \pm 0,02	$p < 0,05^{(a)} (*)$
G2	0,17 \pm 0,01	0,16 \pm 0,03	$p = 0,412^{(a)}$
	$p = 0,316^{(a)}$	$p = 0,002^{(a)} (*)$	

(a) Teste t-Student para amostras independentes.

(*) identifica uma diferença estatisticamente significativa para um intervalo de confiança a 95%.

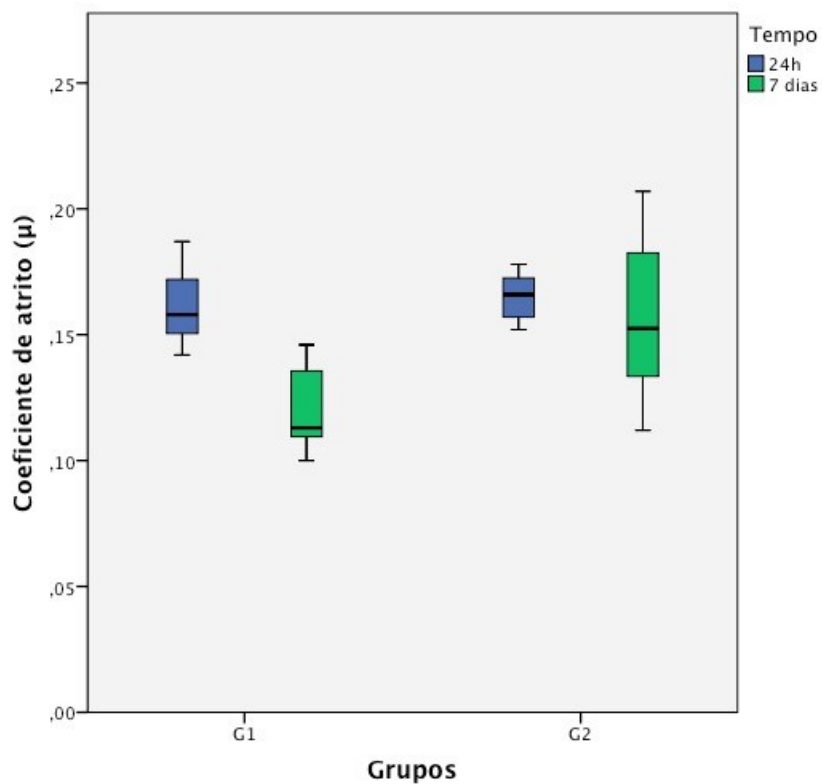


Figura 19 - BoxPlot para comparação dos coeficientes de atrito (μ).

2. Análise da Rugosidade de Superfície

A rugosidade de superfície (Ra), foi analisada dentro e fora das pistas. Verificou-se o valor mais alto de rugosidade fora das pistas, no grupo G2-24h, e o valor mais baixo dentro das pistas, no mesmo grupo.

Comparando as médias relativas à rugosidade de superfície de ambos os grupos:

- Não se verificaram diferenças estatisticamente significativas em relação à rugosidade fora das pistas entre as amostras dos grupos G1 e G2, tanto às 24h como ao fim de 7 dias.
- Verificou-se que, dentro da pista, a diferença entre a rugosidade de superfície entre o grupo G1 às 24h e G2 às 24h foi estatisticamente significativa, $p < 0,05$, encontrando-se o valor mais elevado no grupo G1-24h.
- A diferença entre a rugosidade dentro da pista é estatisticamente significativa entre o grupo G2-24h e G2-7 dias, $p=0,037$, tendo esta aumentado ao longo do tempo de exposição.
- Verificaram-se diferenças estatisticamente significativas na rugosidade dentro das pistas entre o grupo G1-24h e G1-7 dias, $p=0,012$ tendo esta diminuído ao longo do tempo de exposição.

Os valores das médias e desvios-padrão de cada grupo estão registados nas tabelas 5 e 6, e na figura 20.

Tabela 5 - Resultados da análise estatística relativa à rugosidade dentro das pistas (μm) (média \pm desvio-padrão).

	Tempo		
Grupos	24h	7 dias	
G1	31 \pm 5	21 \pm 9	$p=0,012^{(a)} (*)$
G2	19 \pm 3	27 \pm 8	$p=0,037^{(a)} (*)$
	$p<0,05^{(a)} (*)$	$p=0,149^{(a)}$	

Tabela 6 - Resultados da análise estatística relativa à rugosidade fora das pistas (μm) (média \pm desvio-padrão).

	Tempo		
Grupos	24h	7 dias	
G1	33 \pm 4	29 \pm 5	$p=0,114^{(a)}$
G2	41 \pm 11	33 \pm 6	$p=0,106^{(a)}$
	$p=0,100^{(a)}$	$p=0,228^{(a)}$	

(a) Teste t-Student para amostras independentes.

(*) identifica uma diferença estatisticamente significativa para um intervalo de confiança a 95%.

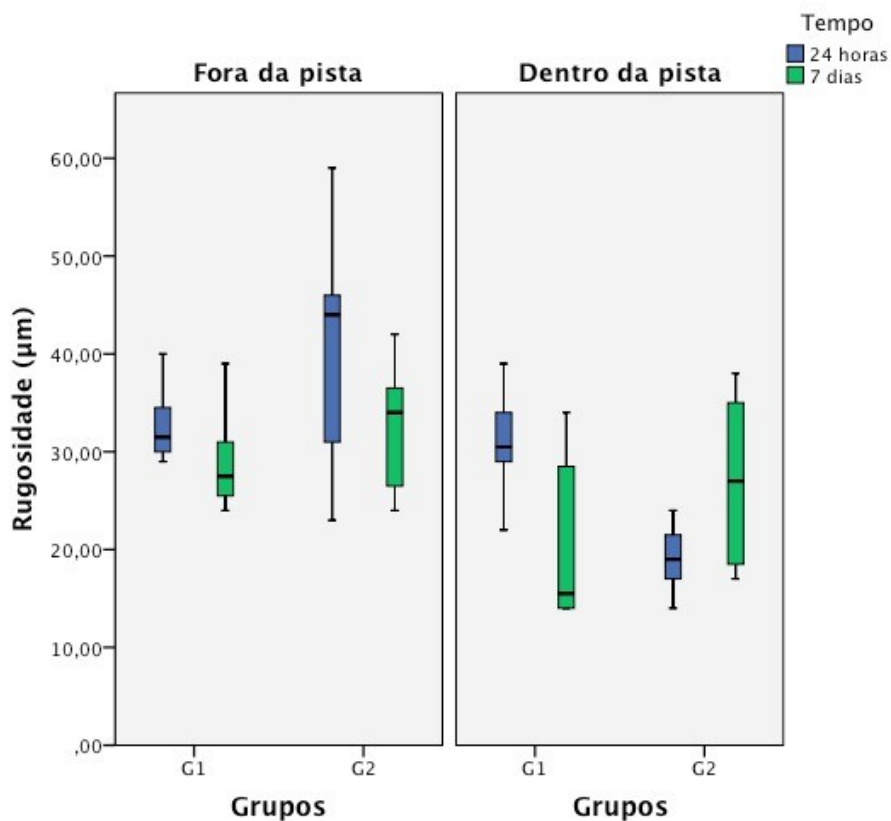


Figura 20 - Boxplot para comparação da rugosidade de superfície dentro e fora das pistas nos diferentes grupos (μm).

3. Análise da Microdureza de *Vickers*

Em relação análise da microdureza de *vickers*, o valor mais elevado registou-se no grupo G1 aos 7 dias, e o mais baixo no grupo G2 aos 7 dias.

Em relação às médias da microdureza:

- Comparando as médias do grupo G1-24h com o grupo G2-24h, verificou-se que os valores mais elevados de microdureza no grupo G1-24h, embora sem diferenças estatisticamente significativas, $p=0,257$.
- Existem diferenças estatisticamente significativas entre a microdureza do grupo G1-7 dias e do grupo G2-7 dias, $p < 0,05$, sendo esta menor no grupo G2.

- A diferença entre a microdureza do grupo G2-24h e do grupo G2-7 dias é estatisticamente significativa, $p < 0,05$, tendo diminuído ao longo do tempo de exposição.
- Não se verificaram diferenças estatisticamente significativas entre o grupo G1 às 24h e o grupo G2 às 24h, $p = 0,257$.

Os valores das médias e desvios-padrão de cada grupo estão registados na tabela 7 e na figura 21.

Tabela 7- Resultados da análise estatística relativos à microdureza de *vickers*.

Grupos	Tempo		
	24h	7 dias	
G1	456 ± 35	459 ± 34	$p=0,766^{(a)}$
G2	444 ± 23	376 ± 27	$p<0,05^{(a)} (*)$
	$p=0,257^{(a)}$	$p<0,05^{(a)} (*)$	

(a) Teste t-Student para amostras independentes.

(*) identifica uma diferença estatisticamente significativa para um intervalo de confiança a 95%.

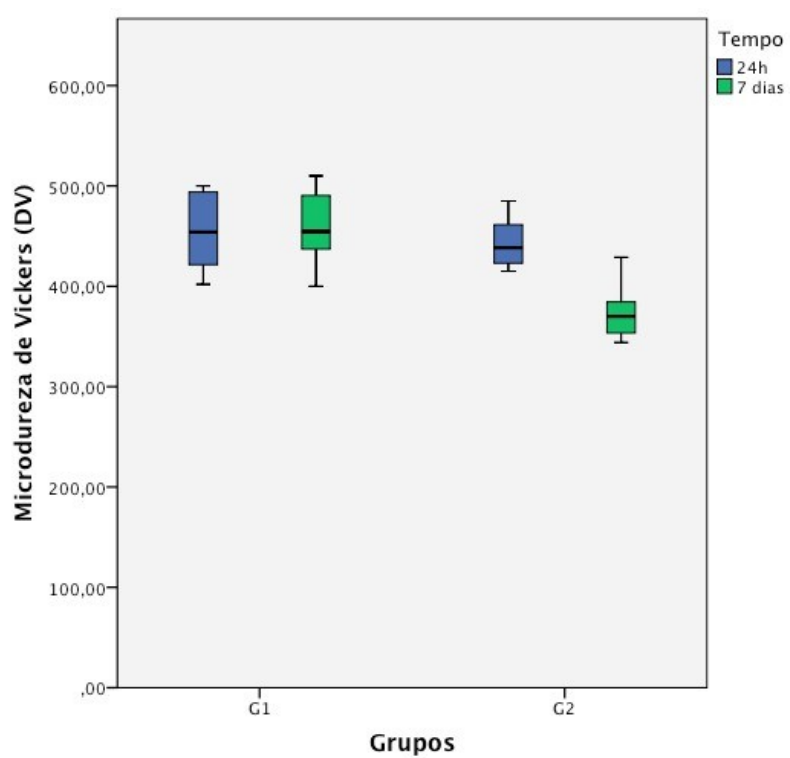


Figura 21 - *BoxPlot* para comparação da microdureza de *vickers* nos diferentes grupos.

VI. Discussão

O presente estudo teve como objetivo investigar o efeito do refluxo gastro-esofágico na superfície de uma resina composta comercial (Filtek™ Z250; 3M ESPE, Seefeld, Alemanha). Para este efeito, estudou-se o coeficiente de atrito, analisou-se a rugosidade superficial (Ra) e a microdureza de *vickers*.

A cavidade oral é um meio sujeito a muitas alterações do pH, quer por fatores intrínsecos ou extrínsecos (Prakki, Cilli, Mondelli, Kalachandra, & Pereira, 2005; Yu *et al.*, 2009). Os materiais restauradores estão, por isso, expostos a complexas variações das condições intra-orais (Fan, Gan, Liu, Zhu, & Yu, 2014).

As resinas compostas são dos materiais restauradores mais utilizados atualmente, e a sua popularidade tem aumentado junto dos clínicos e dos pacientes (Demarco, Corrêa, Cenci, Moraes, & Opdam, 2012).

Segundo Roulet & Wälti (1989) a deterioração que ocorre nas resinas compostas em meio oral surge igualmente na presença ou ausência de stress mastigatório, o que sugere que a degradação das mesmas se pode dever a outros fatores: composição das resinas e substâncias químicas às quais estas são submetidas (Leite, Pereira, Boihaenko, Luciano, & Pillati, 2010).

As condições agressivas presentes na cavidade oral, como alterações abruptas no pH, temperatura e humidade, podem acelerar o processo de biodegradação de uma resina composta ao longo do tempo (Söderholm, Zigan, Ragan, Fischlschweiger, & Bergman, 1984; Valinoti *et al.*, 2008).

Vários estudos indicam que após a exposição das resinas a um meio ácido há degradação da matriz polimérica das resinas e/ou do agente de união, com consequente perda de partículas de carga e de monómeros residuais. Isto leva a um aumento da rugosidade superficial, diminuição da microdureza e da resistência ao desgaste, comprometendo a longevidade das restaurações (Valinoti *et al.*, 2008; Briso *et al.*, 2011; Kukiattrakoon *et al.*, 2014).

Por outro lado, a desintegração da restauração pode aumentar o risco de desgaste, e o aumento da rugosidade da superfície aumenta o potencial de acumulação

de placa bacteriana, o que aumenta o risco para se desenvolver cárie secundária (Söderholm *et al.*, 1984; Bolanho, Netto, Youssef, Do Carmo, & Mandelli, 2003; Valinoti *et al.*, 2008; Yuan *et al.*, 2016).

Uma vez que as resinas compostas apresentam variações em relação às suas propriedades físicas e mecânicas após a exposição a substâncias ácidas, torna-se importante que os profissionais tenham em atenção estas características aquando do planeamento do tipo de reabilitação e escolha dos materiais para a mesma, em pacientes que sofrem de DRGE e com hábitos de consumo frequente de alimentos e bebidas acídicas (Hengtrakool, Kukiattrakoon, & Kedjarune-Leggat, 2011; Leite *et al.*, 2010).

Optou-se por realizar o estudo com uma resina composta visto que este material restaurador é dos mais utilizados na atualidade (Ferracane 2011; Demarco *et al.*, 2012). Optou-se por uma resina microhíbrida Filtek Z250 (3M ESPE, St. Paul, MN, EUA) à semelhança dos estudos de Erdemir, Yildiz, Eren, & Ozel (2013) e de Münchow *et al.* (2014). Outros estudos realizados por Yuan *et al.* (2016) e por Briso *et al.* (2011) optaram por estudar outras resinas como a FiltekTM Z350 (3M ESPE, St. Paul, MN, EUA) e a Filtek Supreme XT (3M ESPE, St. Paul, MN, EUA).

Para realizar este estudo, utilizaram-se tubos de microcentrifugação para obter as amostras. Embora não se tenha verificado estudos que aplicaram esta técnica, optou-se por este método porque permitiu obter as amostras com a dimensão pretendida, com recurso ao micrótopo. Outros estudos como os de Botta *et al.* (2008), Briso *et al.* (2011) e Daibs *et al.* (2012) utilizaram moldes metálicos para preparar as amostras, ou moldes de politetrafluoretileno, como no estudo de Hengtrakool *et al.* (2011) e de Cengiz, Sarac, & Özcan (2014), evitando assim a necessidade de efetuar cortes com o micrótopo.

Vários estudos utilizaram discos de polimento Soflex (3M ESPE, St Paul, MN, EUA) como os de Kakaboura *et al.* (2007), e de Valinoti *et al.* (2008). Outros estudos como os de Cao *et al.* (2013) e de Münchow *et al.* (2014) também utilizaram lixas de papel sequenciais para o polimento, embora com diferentes sequências de granulação. Neste estudo optou-se por realizar o polimento com as lixas de papel Carbimet 2 (Buehler, Lake Bluff, EUA) com a sequência de 600, 1200 e por fim 4000 grit, segundo a norma ISO/FEPA, e panos de polimento (ReflexPad; Presi, Eybens, França) com a respetiva pasta de polimento de diamante (MetaDi® II; Buehler, EUA), já que permitiu

uma melhor qualidade de acabamento, verificado pelo AFM antes de se iniciar o protocolo.

Este estudo teve a duração total de 7 dias à semelhança do estudo realizado por Hengtrakool *et al.* (2011), sendo as amostras avaliadas em todos os parâmetros após 24h e ao fim de 7 dias. İlday, Bayindir, & Erdem, (2010) também realizaram um estudo com a duração total de 7 dias, embora não tenham avaliado os parâmetros em estudo ao fim de 24h, tendo-o feito apenas antes da submersão das amostras nas soluções e após 7 dias.

Utilizaram-se duas soluções: saliva artificial (pH=1,6) e ácido hidroclorídrico (pH=1,4). Em relação à saliva artificial, esta foi elaborada segundo o método de Fusayama-Mayer, tal como nos estudos realizados por Knutson & Berzins (2013) e por Heravi *et al.* (2015), já que a sua composição é bastante similar à da saliva natural. Quanto ao ácido hidroclorídrico, este foi preparado com uma concentração de 0,06M e pH 1,4, tal como Jones *et al.* (2002) e Cheung *et al.* (2005).

O coeficiente de atrito foi estudado com recurso a um nanotribómetro já que este equipamento permite medir a fricção ou adesão de uma forma simples e eficaz, à nano-escala (Zivić *et al.*, 2010). Para determinar a força a aplicar no ensaio, realizaram-se testes piloto e começou-se por aplicar uma força de 30mN, seguindo-se uma de 40 mN, 50 mN e por fim 60 mN. Só ao aplicar uma força de 60 mN se conseguiu criar uma pista na resina visível no AFM, pelo que se utilizou esta força para todos os ensaios.

Com o objetivo de estudar a rugosidade superficial na resina, recorreu-se ao AFM (EasyScan2 Flex AFM; Nanosurf AG, Liestal, Suíça), como no estudo de da Silva *et al.* (2011) uma vez que este aparelho permite obter imagens topográficas tridimensionais detalhadas da rugosidade superficial com resolução nanométrica, mostrando-se um instrumento apropriado para este fim (Kakaboura *et al.*, 2007; Botta *et al.*, 2008;). Um estudo realizado por Kakaboura *et al.* (2007) teve por objetivo comparar vários métodos para medição da rugosidade superficial de várias resinas compostas e concluiu que o AFM é um aparelho com maior capacidade de distinguir a rugosidade de uma superfície quando comparado ao profilómetro, e que fornece uma definição mais detalhada da superfície que o SEM.

De entre os métodos possíveis para avaliar a microdureza dos materiais dentários destacam-se dois que são utilizados com mais frequência: o método de *knoop* e o método de *vickers*. Neste estudo optou-se pelo método de *vickers*, à semelhança das investigações conduzidas por İlday *et al.* (2010) e por Erdemir *et al.* (2013). Outros autores optaram pelo método de *knoop*, como Briso *et al.* (2011) e Cilli *et al.* (2012).

Em relação aos resultados obtidos do coeficiente de atrito, não é possível compará-los com outros estudos, visto que não se encontraram investigações que avaliassem o coeficiente de atrito em resinas compostas com recurso a um nanotribómetro. Um estudo de Hu, Marquis, & Shortall (2003) comparou os coeficientes de atritos entre resinas com diferentes volumes de partículas de carga sem as expor a qualquer tipo de solução ácida, mas com recurso a um aparelho de ensaios de desgaste.

Apesar de não se conseguir estabelecer uma comparação com outros estudos, observaram-se diferenças estatisticamente significativas entre o coeficiente de atrito entre o grupo G1-7 dias e o grupo G2-7 dias, sendo este valor maior no grupo G2 aos 7 dias, o que sugere que a exposição de uma resina a uma solução ácida aumenta o coeficiente de atrito na sua superfície. Também se verificaram diferenças estatisticamente significativas entre os valores encontrados no grupo G1-24h e no grupo G1-7 dias. Os valores mais elevados verificaram-se no grupo G1-24h, evidenciando também a saliva artificial tem um papel determinante no coeficiente de atrito, havendo uma tendência para que este seja menor quanto maior o tempo de exposição à solução.

Neste estudo verificou-se que o grupo G2 apresentou valores de rugosidade da superfície superiores ao grupo G1 fora das pistas em ambos os períodos testados, embora esta diferença de valores não tenha sido significativa (Tabela 6; Figura 20).

Verificou-se, também, que relativamente ao grupo G2 às 24h e aos 7 dias, fora das pistas, os valores mais altos de rugosidade se registaram ao fim de 24 horas, embora a diferença não se tenha considerado estatisticamente significativa (Tabela 6; Figura 20).

As diferenças estatisticamente significativas apenas se verificaram dentro das pistas (Tabela 5; Figura 20). Entre os diferentes tempos de exposição do grupo G2 verificaram-se diferenças estatisticamente significativas, sendo que os valores da

rugosidade aos 7 dias foram superiores aos valores encontrados às 24h. Como não se encontraram estudos que utilizassem o nanotribômetro para este tipo de investigações, não é possível concluir a razão pela qual se obtiveram estes resultados, mas este aumento sugere que quanto maior é o tempo de exposição a uma substância ácida, maior é a rugosidade que se gera na sua superfície.

Daibs *et al.* (2012), testaram o efeito do ácido hidrocloreídrico em vários materiais restauradores, entre os quais uma resina composta, e concluíram que a rugosidade de superfície na resina aumentou ao fim de uma exposição de 7 dias à solução ácida, embora não de forma estatisticamente significativa, o que não vai de encontro com os resultados obtidos no presente estudo. No entanto, é de salientar que no referido estudo os autores utilizaram um rugosímetro para analisar a rugosidade, o que pode justificar a diferença de resultados.

Contrariamente, İlday *et al.* (2010) submeteram várias resinas ao efeito de bebidas acídicas, e verificaram que ao fim de 7 dias a rugosidade superficial de todas as resinas aumentou de forma estatisticamente significativa. Apesar dos resultados terem sido semelhantes aos do presente estudo, é de referir que İlday *et al.* (2012) analisaram a rugosidade de superfície com recurso a um profilómetro.

Münchow *et al.* (2014) também analisaram o efeito de várias substâncias ácidas (etanol, ácido propiónico, ácido láctico e ácido acético) na superfície da mesma resina composta testada nesta investigação, durante 7 dias, e obtiveram um aumento da rugosidade estatisticamente significativo em todas as amostras submetidas às soluções, com exceção das submetidas ao ácido láctico. Do mesmo modo que o estudo referido anteriormente, estes autores também utilizaram um profilómetro para analisar a rugosidade de superfície.

Contrariamente ao que se verificou em relação à rugosidade dentro das pistas no grupo G2, no grupo G1 a rugosidade diminuiu de forma significativa (Tabela 5; Figura 20). Pelo mesmo motivo descrito anteriormente, não se pode concluir a que se deve esta diferença de resultados. Contudo, sabe-se que as resinas sofrem fenómenos de sorção e solubilidade. Estes fenómenos podem levar a uma variedade de processos químicos e físicos que produzem efeitos na estrutura da rede polimérica. Em termos físicos, estes efeitos podem levar a um aumento da plasticidade com consequente

amolecimento da estrutura polimérica, teorizando uma diminuição da rugosidade de superfície (Ferracane, 2006)

Ainda dentro das pistas, constatou-se também que o grupo G1-24h apresentou maior valor de rugosidade do que o grupo G2 às 24h. Este resultado pode estar associado à deposição de minerais na superfície das amostras submersas em saliva, formando uma película composta, provavelmente, por cálcio, como descrito por Dos Santos, Garcia, De Oliveira, Chinelatti, & Palma-Dibb (2009).

Relativamente à microdureza, o grupo G1 apresentou valores superiores em relação ao grupo G2, embora as diferenças estatisticamente significativas se tenham verificado apenas ao fim de 7 dias entre ambos (Tabela 7; Figura 21).

Verificou-se, igualmente, diferenças estatisticamente significativas no grupo G2 entre os diferentes tempos de exposição, sendo que o valor mais elevado foi registado às 24h, o que sugere que o período de imersão da resina na solução ácida influencia a sua microdureza (Tabela 7; Figura 21).

Erdemir *et al.* (2013), avaliaram o efeito de bebidas energéticas na microdureza de várias resinas compostas, ao fim de 24h e de 7 dias, e concluíram que ao fim de 7 dias sujeitas ao efeito destas bebidas o valor da microdureza de todas as resinas diminuiu em relação ao valor registado após 24h, o que vai de encontro aos resultados obtidos no presente estudo. Kukiattrakoon *et al.* (2014) obtiveram os mesmos resultados ao testar o efeito de bebidas acídicas na superfície de uma resina composta. Neste estudo, as amostras estiveram submetidas às soluções durante 28 dias, tendo sido avaliada a sua microdureza antes da exposição às mesmas, após 7, 14, 21 e 28 dias. Verificaram que a redução mais significativa da microdureza se deu durante os primeiros 7 dias, embora o valor tenha continuado a diminuir até aos 28 dias.

Já Somayaji, Amalan, & Ginjupalli (2016) obtiveram resultados diferentes ao estudar também o efeito de bebidas acídicas em diferentes resinas compostas. Neste estudo, verificaram que a diminuição da microdureza das resinas ao fim de 7 dias não foi significativa, contrariamente aos resultados obtidos no presente estudo.

Cengiz, Sarac, & Özcan (2014), estudaram o efeito do ácido hidroclorídrico em resinas compostas, após um período de 24h de submersão na solução. Os resultados obtidos demonstraram uma tendência para diminuição do valor da microdureza de todas

as resinas após a exposição à solução de teste. Em contraste, Yanikoglu, Duymus, & Yilmaz (2009) verificaram um aumento na microdureza de todas as resinas testadas ao fim de 24h de imersão em bebidas ácidas, com diferenças estatisticamente significativas em duas das resinas testadas. Uma vez que as amostras foram colocadas em água destilada logo após a preparação das mesmas, os autores consideraram este resultado como uma consequência da reação de pós polimerização em que se continuaram a formar ligações químicas entre os monómeros.

Embora a análise estatística não revele alterações significativas, verificaram-se alterações nos parâmetros em estudo. Sendo assim, a hipótese nula foi rejeitada, ou seja, o ácido hidrocloreídrico provoca alterações nas resinas compostas ao longo do tempo de exposição.

VII. Conclusão

1. O ácido hidrocloreídrico provoca alterações na superfície da resina composta ao longo do tempo de exposição.
2. O ácido hidrocloreídrico não interfere com o coeficiente de atrito da superfície da resina composta, ao longo do tempo estudado.
3. O ácido hidrocloreídrico aumenta a rugosidade da superfície da resina composta estudada, quando medida dentro da pista, ao longo do tempo estudado. Fora da pista a solução provoca uma diminuição da rugosidade na superfície da resina composta, ao longo do tempo estudado.
4. O ácido hidrocloreídrico diminui a microdureza da superfície da resina composta, ao longo do tempo estudado.

Perspetivas Futuras

- Testes similares *in vitro* para analisar o efeito de soluções ácidas no coeficiente de atrito das resinas, com recurso ao nanotribómetro.
- Testes similares *in vitro* que estudem o coeficiente de atrito em resinas submetidas ao efeito de soluções ácidas, com lubrificação artificial durante o teste para simular o efeito da saliva, uma vez que assim nos aproximamos das condições da cavidade oral.
- Testes similares *in vitro* com a conjugação do uso do nanotribómetro com o AFM para determinar as diferenças de rugosidade que se verificam dentro e fora das pistas, materiais submetidos a soluções acídicas.
- Testes similares *in vitro* que estudem o efeito de substâncias alcalinas nos materiais dentários.
- Testes *in vivo* para confirmar os resultados obtidos nos estudos *in vitro*, que nunca conseguem simular totalmente os fatores envolvidos na cavidade oral.

Relevância Clínica

Dada a prevalência da DRGE na atualidade, é importante que se conduzam investigações para determinar o efeito desta patologia nos restauradores. Uma vez que neste estudo se verificou que o ácido hidrocloreídrico afeta as propriedades das resinas, é pertinente que se conduzam investigações no sentido de se desenvolverem materiais resistente ao efeito dos ácidos na cavidade oral, garantindo assim que estes sejam adequados para a reabilitação de pacientes com lesões de erosão.

VIII. Bibliografia

- Ali, D. A., Brown, R. S., Rodriguez, L. O., Moody, E. L., & Nasr, M. F. (2002). Dental erosion caused by silent gastroesophageal reflux disease. *The Journal of the American Dental Association*, 133(6), 734–737. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2002.0269>
- Antonucci, J. M., Dickens, S. H., Fowler, B. O., & Xu, H. H. K. . (2005). Chemistry of silanes: Interfaces in dental polymers and composites. *Journal of Research of the National Institute of Standards and Technology*, 110(5), 541. <https://doi.org/10.6028/jres.110.081>
- Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (2013). *Phillips' Science of Dental Materials* (12th ed.). St. Louis, Missouri: Elsevier Inc.
- Badillo, R. (2014). Diagnosis and treatment of gastroesophageal reflux disease. *World Journal of Gastrointestinal Pharmacology and Therapeutics*, 5(3), 105. <https://doi.org/10.4292/wjgpt.v5.i3.105>
- Bansal, A., & Kahrilas, P. J. (2010). Treatment of GERD complications (Barrett's, peptic stricture) and extra-oesophageal syndromes. *Best Practice & Research Clinical Gastroenterology*, 24(6), 961–968. <https://doi.org/10.1016/j.bpg.2010.09.007>
- Bartlett, D. W., Evans, D. F., & Smith, B. G. N. (1996). The relationship between gastro-oesophageal reflux disease and dental erosion. *Journal of Oral Rehabilitation*, 23(5), 289–297. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.1996.tb00855.x>
- Bayne, S. C. (2013). Beginnings of the dental composite revolution. *Journal of the American Dental Association (JADA)*, 144(2), 138–142. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24141819>
- Bhushan, B. (2011). *Nanotribology and Nanomechanics II*. (B. Bhushan, Ed.). Berlin,

- Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg. <https://doi.org/10.1007/978-3-642-15263-4>
- Boeckxstaens, G., El-Serag, H. B., Smout, A. J. P. M., & Kahrilas, P. J. (2014). Symptomatic reflux disease: the present, the past and the future. *Gut*, 63(7), 1185–93. <https://doi.org/10.1136/gutjnl-2013-306393>
- Bolanho, A., Anuate Netto, C., Youssef, M. N., Do Carmo, R., & Mandelli, A. (2003). Estudo In Vitro da Rugosidade Superficial de Resinas para Dentes Posteriores Submetidas a Diversos Tratamentos de. *Jornal Brasileiro de Dentística & Estética*, 2(5), 51–57.
- Botta, A. C., Duarte, S., Filho, P. I. P., & Gheno, S. M. (2008). Effect of Dental Finishing Instruments on the Surface Roughness of Composite Resins as Elucidated by Atomic Force Microscopy. *Microscopy and Microanalysis*, 14(5), 380–386. <https://doi.org/10.1017/S1431927608080768>
- Bredenoord, A. J., Pandolfino, J. E., & Smout, A. J. (2013). Gastro-oesophageal reflux disease. *The Lancet*, 381(9881), 1933–1942. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(12\)62171-0](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(12)62171-0)
- Briso, A., Caruzo, L., Guedes, A., Catelan, A., & Santos, P. dos. (2011a). In Vitro Evaluation of Surface Roughness and Microhardness of Restorative Materials Submitted to Erosive Challenges. *Operative Dentistry*, 36(4), 397–402. <https://doi.org/10.2341/10-356-L>
- Cao, L., Zhao, X., Gong, X., & Zhao, S. (2013). An in vitro investigation of wear resistance and hardness of composite resins. *International Journal of Clinical and Experimental Medicine*, 6(6), 423–30. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23844265>
- Cengiz, S., Sarac, S., & Özcan, M. (2014). Effects of simulated gastric juice on color stability, surface roughness and microhardness of laboratory-processed composites. *Dental Materials Journal*, 33(3), 343–348. <https://doi.org/10.4012/dmj.2013-265>
- Chang, M., Dennison, J., & Yaman, P. (2013). Physical property evaluation of four composite materials. *Operative Dentistry*, 38(5), E144-53. <https://doi.org/10.2341/12-203-L>

- Cheung, A., Zid, Z., Hunt, D., & McIntyre, J. (2005). The potential for dental plaque to protect against erosion using an in vivo-in vitro model - A pilot study. *Australian Dental Journal*, 50(4), 228–234. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2005.tb00365.x>
- Chuenarrom, C., Benjakul, P., & Daosodsai, P. (2009). Effect of Indentation Load and Time on Knoop and Vickers Microhardness Tests for Enamel and Dentin. *Materials Research-Ibero-American Journal of Materials*, 12(4), 473–476. <https://doi.org/10.1590/S1516-14392009000400016>
- Cilli, R., Pereira, J. C., & Prakki, A. (2012). Properties of dental resins submitted to pH catalysed hydrolysis. *Journal of Dentistry*, 40(12), 1144–1150. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2012.09.012>
- Cramer, N. B., Stansbury, J. W., & Bowman, C. N. (2011). Recent advances and developments in composite dental restorative materials. *Journal of Dental Research*, 90(4), 402–16. <https://doi.org/10.1177/0022034510381263>
- da Silva, M. A. B., Fardin, A. B., de Vasconcellos, R. C. C., Santos, L. D. M., Tonholo, J., Júnior, J. G. da S., & dos Reis, J. I. L. (2011). Analysis of Roughness and Surface Hardness of a Dental Composite Using Atomic Force Microscopy and Microhardness Testing. *Microscopy and Microanalysis*, 17(3), 446–451. <https://doi.org/10.1017/S1431927611000250>
- Daibs, B. D. P., Silva, J. M. F. da, Da Rocha, D. M., Fernandes Jr, V. V. B., & Rodrigues, J. R. (2012). Microstructural analysis of restorative materials submitted to acid exposure. *Brazilian Dental Science*, 15(1), 19–26. <https://doi.org/10.14295/bds.2012.v15i1.710>
- Demarco, F. F., Corrêa, M. B., Cenci, M. S., Moraes, R. R., & Opdam, N. J. M. (2012). Longevity of posterior composite restorations: Not only a matter of materials. *Dental Materials*, 28(1), 87–101. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2011.09.003>
- Dos Santos, P. A., Garcia, P. P. N. S., De Oliveira, A. L. B. M., Chinelatti, M. A., & Palma-Dibb, R. G. (2009). Chemical and morphological features of dental composite resin: Influence of light curing units and immersion media. *Microscopy Research and Technique*, 181(July 2009), NA-NA.

<https://doi.org/10.1002/jemt.20769>

dos Santos, P. H., Pavan, S., Suzuki, T. Y. U., Briso, A. L. F., Assunção, W. G., Sinhoret, M. A. C., ... Consani, S. (2011). Effect of fluid resins on the surface roughness and topography of resin composite restorations analyzed by atomic force microscope. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 4(3), 433–439. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2010.12.004>

Dugmore, C. R., & Rock, W. P. (2004). A multifactorial analysis of factors associated with dental erosion. *British Dental Journal*, 196(5), 283–286. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.4811041>

El-Serag, H. B., Sweet, S., Winchester, C. C., & Dent, J. (2014). Update on the epidemiology of gastro-oesophageal reflux disease: a systematic review. *Gut*, 63(6), 871–880. <https://doi.org/10.1136/gutjnl-2012-304269>

Erdemir, U., Yildiz, E., Eren, M. M., & Ozel, S. (2013). Surface hardness evaluation of different composite resin materials: influence of sports and energy drinks immersion after a short-term period. *Journal of Applied Oral Science*, 21(2), 124–131. <https://doi.org/10.1590/1678-7757201302185>

Fan, H.-Y., Gan, X.-Q., Liu, Y., Zhu, Z.-L., & Yu, H.-Y. (2014). The Nanomechanical and Tribological Properties of Restorative Dental Composites after Exposure in Different Types of Media. *Journal of Nanomaterials*, 2014, 1–9. <https://doi.org/10.1155/2014/759038>

Farrokhi, F., & Vaezi, M. (2007). Extra-esophageal manifestations of gastroesophageal reflux. *Oral Diseases*, 13(4), 349–359. <https://doi.org/10.1111/j.1601-0825.2007.01380.x>

Ferracane, J. L. (1995). Current trends in dental composites. *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine: An Official Publication of the American Association of Oral Biologists*, 6(4), 302–18. <https://doi.org/10.1177/10454411950060040301>

Ferracane, J. L. (2006). Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dental Materials*, 22(3), 211–222. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.05.005>

Ferracane, J. L. (2011). Resin composite—State of the art. *Dental Materials*, 27(1), 29–

38. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.020>
- Fisichella, P. M., Andolfi, C., & Orthopoulos, G. (2017). Evaluation of Gastroesophageal Reflux Disease. *World Journal of Surgery*, 41(7), 1672–1677. <https://doi.org/10.1007/s00268-017-3953-3>
- Ganss, C. (2006). Definition of Erosion and Links to Tooth Wear. In A. Lussi (Ed.), *Dental Erosion* (Vol. 20, pp. 9–16). Basel: KARGER. <https://doi.org/10.1159/000093344>
- Ganss, C., & Lussi, A. (2014). Diagnosis of Erosive Tooth Wear. In A. Lussi (Ed.), *Erosive Tooth Wear: From Diagnosis to Therapy* (Vol. 25, pp. 22–31). S. Karger AG. <https://doi.org/10.1159/000359935>
- Hamasha, A. A.-H., Zawaideh, F. I., & Al-Hadithy, R. T. (2014). Risk indicators associated with dental erosion among Jordanian school children aged 12-14 years of age. *International Journal of Paediatric Dentistry*, 24(1), 56–68. <https://doi.org/10.1111/ipd.12026>
- Hashemikamangar, S. S., Pourhashemi, S. J., Talebi, M., Kiomarsi, N., & Kharazifard, M. J. (2015). Effect of organic acids in dental biofilm on microhardness of a silorane-based composite. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 40(3), 188–194. <https://doi.org/10.5395/rde.2015.40.3.188>
- Heintze, S. D., Zappini, G., & Rousson, V. (2005). Wear of ten dental restorative materials in five wear simulators--results of a round robin test. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 21(4), 304–17. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2004.05.003>
- Hellwig, E., & Lussi, A. (2014). Oral Hygiene Products, Medications and Drugs - Hidden Aetiological Factors for Dental Erosion. In *Erosive Tooth Wear: From Diagnosis to Therapy* (Vol. 25, pp. 155–162). <https://doi.org/10.1159/000359942>
- Hengtrakool, C., Kukiattrakoon, B., & Kedjarune-Leggat, U. (2011). Effect of naturally acidic agents on microhardness and surface micromorphology of restorative materials. *European Journal of Dentistry*, 5(1), 89–100. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21311608>

- Heravi, F., Moayed, M. H., & Mokhber, N. (2015). Effect of fluoride on nickel-titanium and stainless steel orthodontic archwires: an in-vitro study. *Journal of Dentistry (Tehran, Iran)*, 12(1), 49–59. Retrieved from <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=4436327&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>
- Herbella, F. A., & Patti, M. (2010). Gastroesophageal reflux disease: From pathophysiology to treatment. *World Journal of Gastroenterology*, 16(30), 3745. <https://doi.org/10.3748/wjg.v16.i30.3745>
- Hervás-García, A., Martínez-Lozano, M. A., Cabanes-Vila, J., Barjau-Escribano, A., & Fos-Galve, P. (2006). Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Medicina Oral, Patología Oral Y Cirugía Bucal*, 11(2), E215-20. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16505805>
- Heymann, H. O., Swift Jr., E. J., & Ritter, A. V. (2013). *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry* (6th ed.). St. Louis, Missouri: Elsevier Inc. Retrieved from <http://studervants-operativedentistry.com>
- Hickel, R., Dasch, W., Janda, R., Tyas, M., & Anusavice, K. (1998). New direct restorative materials. *International Dental Journal*, 48(1), 3–16. <https://doi.org/10.1111/j.1875-595X.1998.tb00688.x>
- Hilton, Thomas J., Jack L. Ferracane, J. B. (2013). *Summit's Fundamentals of Operative Dentistry* (4th ed.). Quintessence Publishing Co Inc.
- Hu, X., Marquis, P. M., & Shortall, A. C. (2003). Influence of filler loading on the two-body wear of a dental composite. *Journal of Oral Rehabilitation*, 30(7), 729–737. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.2003.01068.x>
- Huber, M. A. (2008). Gastrointestinal Illnesses and Their Effects on the Oral Cavity. *Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America*, 20(4), 625–634. <https://doi.org/10.1016/j.coms.2008.06.005>
- İlday, N., Bayindir, Y. Z., & Erdem, V. (2010). Effect of three different acidic beverages on surface characteristics of composite resin restorative materials. *Materials Research Innovations*, 14(5), 385–391. <https://doi.org/10.1179/143307510X12820854748917>

- Jones, L., Lekkas, D., Hunt, D., McIntyre, J., & Rafir, W. (2002). Studies on dental erosion: An in vivo-in vitro model of endogenous dental erosion-its application to testing protection b flouride gel application. *Australian Dental Journal*, 47(4), 304–308. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2002.tb00542.x>
- Jost, H. P. (1990). Tribology — Origin and future. *Wear*, 136(1), 1–17. [https://doi.org/10.1016/0043-1648\(90\)90068-L](https://doi.org/10.1016/0043-1648(90)90068-L)
- Kahrilas, P. J. (2015). Complications of gastroesophageal reflux in adults. *UpToDate*. Retrieved from http://www-uptodate-com.liboff.ohsu.edu/contents/complications-of-gastroesophageal-reflux-in-adults?source=see_link
- Kakaboura, A., Fragouli, M., Rahiotis, C., & Silikas, N. (2007). Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 18(1), 155–163. <https://doi.org/10.1007/s10856-006-0675-8>
- Kanzow, P., Wegehaupt, F. J., Attin, T., & Wiegand, A. (2016). Etiology and pathogenesis of dental erosion. *Quintessence International (Berlin, Germany: 1985)*, 47(4), 275–8. <https://doi.org/10.3290/j.qi.a35625>
- Karim, M. E., Rahim, S., Mahmuduzzaman, M., Ghosh, D. K., Islam, A., Ahmed, H., & Rowshon, A. H. M. (2016). Review Article: Guidelines for the Diagnosis and Management of Gastroesophageal Reflux Disease. *Journal of Shaheed Suhrawardy Medical College*, 8(1), 30–33. Retrieved from <http://www.banglajol.info/index.php/JSSMC/article/view/31504/21195>
- Katz, P. O., Gerson, L. B., & Vela, M. F. (2013). Guidelines for the Diagnosis and Management of Gastroesophageal Reflux Disease. *The American Journal of Gastroenterology*, 108(3), 308–328. <https://doi.org/10.1038/ajg.2012.444>
- Keski-Rahkonen, A., & Mustelin, L. (2016). Epidemiology of eating disorders in Europe: Prevalence, incidence, comorbidity, course, consequences, and risk factors. *Current Opinion in Psychiatry*, 29(6), 340–345. <https://doi.org/10.1097/YCO.0000000000000278>
- Knutson, K. J., & Berzins, D. W. (2013). Corrosion of orthodontic temporary anchorage devices. *The European Journal of Orthodontics*, 35(4), 500–506.

<https://doi.org/10.1093/ejo/cjs027>

- Kukiattrakoon, B., Siriporananon, C., Ornprasert, N., Mettasitthikorn, W., Likhitpreeda, S., Waewsanga, S., & Tanthanuch, S. (2014). The effect of different beverages on surface hardness of nanohybrid resin composite and giomer. *Journal of Conservative Dentistry*, 17(3), 261. <https://doi.org/10.4103/0972-0707.131791>
- Leite, T. M., Bohaienko, L. A., Luciano, M., Pillati, G. L., & Pereira, S. K. (2010). Influência de substâncias com pH ácido sobre a microdureza de resinas compostas. *Stomatos*, 16(30), 21–32.
- Lussi, A., & Jaeggi, T. (2008). Erosion—diagnosis and risk factors. *Clinical Oral Investigations*, 12(S1), 5–13. <https://doi.org/10.1007/s00784-007-0179-z>
- Lyapina, M., Cekova, M., Krasteva, A., Dencheva, M., Yaneva-Deliverska, M., & Kisselova, A. (2016). PHYSICAL PROPERTIES OF NANOCOMPOSITES IN RELATION TO THEIR ADVANTAGES. *Journal of IMAB - Annual Proceeding (Scientific Papers)*, 22(1), 1056–1062. <https://doi.org/10.5272/jimab.2016221.1056>
- Mair, L. H., Stolarski, T. A., Vowles, R. W., & Lloyd, C. H. (1996). Wear: mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop. *Journal of Dentistry*, 24(1–2), 141–148. [https://doi.org/10.1016/0300-5712\(95\)00043-7](https://doi.org/10.1016/0300-5712(95)00043-7)
- Moazzez, R., & Bartlett, D. (2014). Intrinsic Causes of Erosion. In *Erosive Tooth Wear: From Diagnosis to Therapy* (Vol. 25, pp. 180–196). <https://doi.org/10.1159/000360369>
- Münchow, E. A., Ferreira, A. C. A., Machado, R. M. M., Ramos, T. S., Rodrigues-Junior, S. A., & Zanchi, C. H. (2014). Effect of Acidic Solutions on the Surface Degradation of a Micro-Hybrid Composite Resin. *Brazilian Dental Journal*, 25(4), 321–326. <https://doi.org/10.1590/0103-6440201300058>
- Naz, S., Bashir, A., Ashraf, S., Sarwar, N., Anwari, B. M., & Adnan, K. (2016). Prevalence , Etiology and Gender Distribution of Palatal Erosion : A Cross-Sectional Study. *International Journal of Contemporary Medical Research*, 3(7), 2023–2027.
- Sociedade Portuguesa de Gastreenterologia (2012). *Normas de Orientação Clínica*,

Lisboa

- O'Sullivan, E., & Milosevic, A. (2008). UK National Clinical Guidelines in Paediatric Dentistry: diagnosis, prevention and management of dental erosion. *International Journal of Paediatric Dentistry*, 18(SUPPL. 1), 29–38. <https://doi.org/10.1111/j.1365-263X.2008.00936.x>
- Pace, F., Pallotta, S., Tonini, M., Vakil, N., & Bianchi Porro, G. (2008). Systematic review: gastro-oesophageal reflux disease and dental lesions. *Alimentary Pharmacology & Therapeutics*, 27(12), 1179–86. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2036.2008.03694.x>
- Peutzfeldt, A. (1997). Resin composites in dentistry: the monomer systems. *European Journal of Oral Sciences*, 105(2), 97–116. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.1997.tb00188.x>
- Prakki, A., Cilli, R., Mondelli, R. F. L., Kalachandra, S., & Pereira, J. C. (2005). Influence of pH environment on polymer based dental material properties. *Journal of Dentistry*, 33(2), 91–98. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2004.08.004>
- Pustan, M., & Belcin, O. (2009). Application of atomic force microscope for mechanical and tribological characterization of teeth and biomaterials. *Tribology in Industry*, 31(1–2), 43–45. Retrieved from <http://www.tribology.fink.rs/journals/2009/2009-1-2/7.pdf>
- Ranjitkar, S., Kaidonis, J. A., & Smales, R. J. (2012). Gastroesophageal Reflux Disease and Tooth Erosion. *International Journal of Dentistry*, 2012, 1–10. <https://doi.org/10.1155/2012/479850>
- Roulet, J. F., & Wälti, C. (1984). Influence of oral fluid on composite resin and glass-ionomer cement. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 52(2), 182–9. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6590836>
- Sala, E. C., & García, B. P. (2013). *Odontología preventiva y comunitaria* (4^a). Barcelona: Elsevier Masson.
- Savarino, E., Marabotto, E., Bodini, G., Pellegatta, G., Coppo, C., Giambruno, E....Savarino, V. (2017). Epidemiology and natural history of gastroesophageal

- reflux disease. *Minerva Gastroenterologica e Dietologica*, 63(3), 175-183. doi:10.23736/S1121-421X.17.02383-2
- Scheutzel, P. (1996). Etiology of dental erosion - intrinsic factors. *European Journal of Oral Sciences*, 104(2), 178–190. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.1996.tb00066.x>
- Shellis, R. P., & Addy, M. (2014). The Interactions between Attrition, Abrasion and Erosion in Tooth Wear. In A. Lussi (Ed.), *Erosive Tooth Wear: From Diagnosis to Therapy* (Vol. 25, pp. 32–45). KARGER. <https://doi.org/10.1159/000359936>
- Söderholm, K.-J., Zigan, M., Ragan, M., Fischlschweiger, W., & Bergman, M. (1984). Hydrolytic Degradation of Dental Composites. *Journal of Dental Research*, 63(10), 1248–1254. <https://doi.org/10.1177/00220345840630101701>
- Somayaji, S., Amalan, A., & Ginjaipalli, K. (2016). Effect of Different Acidic Beverages on Microhardness of Nanohybrid Composite, Giomer, and Microhybrid Composite. *World Journal of Dentistry*, 7(3), 126–128. <https://doi.org/10.5005/jp-journals-10015-1380>
- Staufenbiel, I., Adam, K., Deac, A., Geurtsen, W., & Günay, H. (2015). Influence of fruit consumption and fluoride application on the prevalence of caries and erosion in vegetarians—a controlled clinical trial. *European Journal of Clinical Nutrition*, 69(10), 1156–1160. <https://doi.org/10.1038/ejcn.2015.20>
- Taira, M., Urabe, H., Hirose, T., Wakasa, K., & Yamaki, M. (1987). Analysis of Photo-initiators in Visible-light-cured Dental Composite Resins (A) OCL, (VI), 1–2.
- Turssi, C. P., de Moraes Purquerio, B., & Serra, M. C. (2003). Wear of dental resin composites: Insights into underlying processes and assessment methods—A review. *Journal of Biomedical Materials Research*, 65B(2), 280–285. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.10563>
- Vakil, N., van Zanten, S. V., Kahrilas, P., Dent, J., & Jones, R. (2006). The Montreal Definition and Classification of Gastroesophageal Reflux Disease: A Global Evidence-Based Consensus. *The American Journal of Gastroenterology*, 101(8), 1900–1920. <https://doi.org/10.1111/j.1572-0241.2006.00630.x>
- Valinoti, A. C., Neves, B. G., Silva, E. M. da, & Maia, L. C. (2008). Surface

- degradation of composite resins by acidic medicines and ph-cycling. *Journal of Applied Oral Science*, 16(4), 257–265. <https://doi.org/10.1590/S1678-77572008000400006>
- Vela, M. F. (2014). Diagnostic Work-Up of GERD. *Gastrointestinal Endoscopy Clinics of North America*, 24(4), 655–666. <https://doi.org/10.1016/j.giec.2014.07.002>
- Wang, L., D'Alpino, P. H. P., Lopes, L. G., & Pereira, J. C. (2003). Mechanical properties of dental restorative materials: relative contribution of laboratory tests. *Journal of Applied Oral Science*, 11(3), 162–167. <https://doi.org/10.1590/S1678-77572003000300002>
- Wang, Q. J., & Chung, Y.-W. (2013). *Encyclopedia of Tribology*. (Q. J. Wang & Y.-W. Chung, Eds.). Boston, MA: Springer US. <https://doi.org/10.1007/978-0-387-92897-5>
- Wiegand, A., & Attin, T. (2007). Occupational dental erosion from exposure to acids--a review. *Occupational Medicine*, 57(3), 169–176. <https://doi.org/10.1093/occmed/kql163>
- Yanikoglu, N., Duymus, Z. Y., & Yilmaz, B. (2009). Effects of different solutions on the surface hardness of composite resin materials. *Dental Materials Journal*, 28(3), 344–351. <https://doi.org/10.4012/dmj.28.344>
- Yoshikawa, H., Furuta, K., Ueno, M., Egawa, M., Yoshino, A., Kondo, S., ... Sekine, J. (2012). Oral symptoms including dental erosion in gastroesophageal reflux disease are associated with decreased salivary flow volume and swallowing function. *Journal of Gastroenterology*, 47(4), 412–420. <https://doi.org/10.1007/s00535-011-0515-6>
- Yu, H., Wegehaupt, F. J., Wiegand, A., Roos, M., Attin, T., & Buchalla, W. (2009). Erosion and abrasion of tooth-colored restorative materials and human enamel. *Journal of Dentistry*, 37(12), 913–922. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2009.07.006>
- Yuan, C., Wang, X., Gao, X., Chen, F., Liang, X., & Li, D. (2016). Effects of surface properties of polymer-based restorative materials on early adhesion of *Streptococcus mutans* in vitro. *Journal of Dentistry*, 54, 33–40. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2016.07.010>

- Zero, D. T. (1996). Etiology of dental erosion--extrinsic factors. *European Journal of Oral Sciences*, 104(2 (Pt 2)), 162–77. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.1996.tb00066.x>
- Zhou, Z. R., & Zheng, J. (2008). Tribology of dental materials: a review. *Journal of Physics D: Applied Physics*, 41(11), 113001. <https://doi.org/10.1088/0022-3727/41/11/113001>
- Zivić, F., Babić, M., Grujović, N., & Mitrović, S. (2010). Tribometry of materials for bioengineering applications. *Tribology in Industry*, 32(1), 25–32.